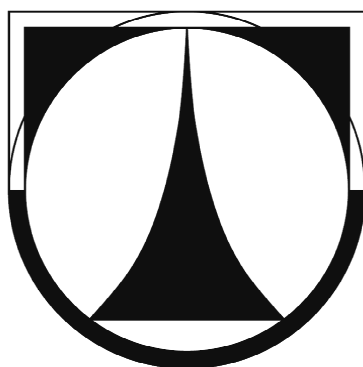


**Technická Univerzita v Liberci**

**Fakulta strojní**

*Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti*

---



# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

**Liberec 2010**

**Eva Neumanová**

# **Technická Univerzita v Liberci**

## **Fakulta strojní**

*Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti*

---

Studijní program: M2301 - Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 - Aplikovaná mechanika

Zaměření: Inženýrská mechanika

### ***Analýza vybraného zavaděče pro zavádění stentgraftu do břišní aorty***

### ***Analysis of a selected delivery system for loading stentgrafts to the abdominal aorta***

**Eva Neumanová**

Vedoucí práce: ***Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.***

Konzultant: ***MUDr. Petr Hájek, Ph.D.***

Počet stran: 52

Počet obrázků: 45

Počet tabulek: 9

Počet grafů: 11

Počet příloh: 2

Datum odevzdání: 28.05.2010



## **ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE**

Jméno a příjmení      **Eva Neumanová**  
Studijní program:      **M 2301 Strojní inženýrství**  
Obor                      **3901T003 Aplikovaná mechanika**  
Zaměření                **Inženýrská mechanika**

Ve smyslu zákona č. 111/1998 Sb. o vysokých školách se Vám určuje diplomová práce na téma:

**Analýza vybraného zavaděče pro zavádění stentgraftu do břišní aorty**

### **Zásady pro vypracování:**

(uveďte hlavní cíle diplomové práce a doporučené metody pro vypracování)

1. Proved'te rešerši na téma stentgraftu a jejich zavaděčové systémy;
2. Navrhněte a proved'te experiment pro určení zavadějící síly při zavádění stentgraftu do břišní aorty;
3. Proved'te analýzy zavádění zavaděčů do břišní aorty metodou konečných prvků;
4. Optimalizujte vybraný zavaděčový systém na základě poznatků získaných z MKP analýz a experimentů.

Forma zpracování diplomové práce:

- průvodní zpráva: písemná s přílohou, včetně elektronických verzí (\*.pdf)
- grafické práce: poster

**Seznam literatury:**

Seznam literatury (uveďte doporučenou odbornou literaturu):

Čihák, J.: Anatomie I a II, Grada Publishing 2001

Fung, Y.C.: Biomechanics, Springer 1996

**Vedoucí diplomové práce:** Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

**Konzultant diplomové práce:** MUDr. Petr Hájek, Ph.D.



prof. Ing. Miroslav Václavík, CSc.  
vedoucí katedry

Doc. Ing. Miroslav Malý, CSc..  
děkan

V Liberci dne: 3.2.2010

Platnost zadání diplomové práce je 15 měsíců od výše uvedeného data (v uvedené lhůtě je třeba podat přihlášku ke SZZ). Termíny odevzdání diplomové práce jsou určeny pro každý studijní rok a jsou uvedeny v harmonogramu výuky.



## Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce a konzultantem.

V Liberci dne 28.05.2010

.....

Eva Neumanová

## Poděkování

Chtěla bych poděkovat Ing. Lukáši Čapkovi, Ph.D., že mě přivedl na téma biomechanika a že mě trpělivě provázel po celou dobu přípravy diplomové práce, a svému konzultantu MUDr. Petru Hájkovi, Ph.D. za pěkný úvod do anatomie.

Dále bych ráda poděkovala Ing. Petru Zelenému, Ph.D., vedoucímu katedry výrobních systémů TUL, který mi umožnil použít vakuovou komoru, Mgr. Stanislavu Panošovi, Ph.D. z katedry fyziky TUL za půjčení siloměru, panu primáři radiodiagnostického oddělení Krajské nemocnice Liberec MUDr. Ladislavu Endrychovi, který mi ochotně odpovídal na veškeré dotazy ohledně průběhu endovaskulární operace, a Jiřímu Kafkovi za rady ohledně programování v softwaru MSC. Marc.

Diplomová práce byla řešena v rámci grantu MPO FR-TI1/584.

## **Anotace**

Tato práce se zabývá analýzou zavaděče pro stentgraft, který se používá při endovaskulární operaci výdutě břišní aorty (AAA). Pomocí experimentů je zjištěna síla, která je potřebná při zákroku, součinitel tření a jiné vlastnosti použitých materiálů. Dále je uveden konečnoprvkový model, který byl vytvořen pomocí softwaru MSC. Marc a ve kterém jsou zahrnuty poznatky z experimentů. Numerický model následně může být použit pro optimalizaci zavaděče firmy Ella-CS.

## **Klíčová slova**

Zavaděč, aneurysma břišní aorty, endovaskulární léčba, konečnoprvkový model, nelineární úloha, kontaktní úloha



## **Annotation**

This work analyzes the stentgraft delivery system, used for endovascular repair of abdominal aortic aneurysm (AAA). By conducting experiments, the force needed during the surgery, the friction coefficient, and other properties of the used materials are detected. Following is a finite element model, created in the MSC. Marc software, which includes findings from these experiments. The numerical model can be used to optimize the Ella-CS delivery system.

## **Keywords**

Delivery system, abdominal aortic aneurysm, endovascular treatment, finite element model, nonlinear problem, contact problem



## Obsah

<b>Úvod .....</b>	<b>1</b>
<b>Kapitola 1 Teoretická část .....</b>	<b>2</b>
<b>1.1 Aneurysma.....</b>	<b>2</b>
1.1.1 Příčiny aneurysma.....	3
1.1.2 Aneurysma břišní aorty.....	4
1.1.3 Léčba aneurysma .....	6
<b>1.2 Endovaskulární léčba aortální výdutě .....</b>	<b>6</b>
1.2.1 Výhody endovaskulární léčby .....	7
1.2.2 Omezení a nevýhody endovaskulární léčby .....	7
<b>1.3 Zavaděče na českém trhu .....</b>	<b>8</b>
1.3.1 Princip zavaděče .....	8
<b>Kapitola 2 Experimentální část .....</b>	<b>10</b>
<b>2.1 Zavaděč firmy Ella-CS .....</b>	<b>10</b>
2.1.1 Balónkový katétr.....	11
2.1.2 Vnější část zavaděče .....	11
2.1.3 Vnitřní část zavaděče .....	14
2.1.4 Ocelová trubička .....	15
<b>2.2 Měření tření.....</b>	<b>16</b>
2.2.1 Tření bez fyziologického roztoku .....	17
2.2.2 Tření s fyziologickým roztokem.....	19
2.2.3 Vyhodnocení měření tření .....	20
<b>2.3 Experimenty na silikonovém modelu .....</b>	<b>21</b>
2.3.1 Výroba silikonového modelu.....	21

2.3.2	Tvrдост silikonu Essil 291 .....	23
2.3.3	Experimentální zjištění tahové síly .....	23
<b>2.4</b>	<b>Experimenty na lidském těle.....</b>	<b>25</b>
<b>Kapitola 3</b>	<b>Numerický výpočet .....</b>	<b>27</b>
<b>3.1</b>	<b>Modelování v programu MSC. Marc.....</b>	<b>27</b>
3.1.1	Nelineární úlohy .....	27
3.1.2	Volba prvků .....	31
<b>3.2</b>	<b>Zjištění přítláčné síly pomocí MSC. Marc.....</b>	<b>32</b>
3.2.1	Volba prvků pro poddajná tělesa .....	33
3.2.2	Geometrie tuhého tělesa (trnu) .....	34
3.2.3	Zadání materiálů .....	35
3.2.4	Nadefinování okrajových podmínek.....	37
3.2.5	Výsledky .....	38
<b>3.3</b>	<b>Zjištění tahové síly pomocí MSC. Marc.....</b>	<b>44</b>
3.3.1	Zadání úlohy .....	44
3.3.2	Výsledky .....	45
	<b>Diskuze výsledků.....</b>	<b>48</b>
	<b>Závěr .....</b>	<b>50</b>
	<b>Literatura .....</b>	<b>51</b>
	<b>Příloha 1</b> Zjištění rozdílu naměřených sil na silikonovém modelu vůči skutečným silám	
	<b>Příloha 2</b> Průběh kontaktních ploch při ohybu zavaděče	

---

## Seznam použitých zkratek

AAA	Výduť břišní aorty
CT	Počítačová tomografie
HDPE	High density polyethylene
PTFE	Polytetrafluoroethylene
SG	Stentgraft

## Seznam použitých symbolů

$\varepsilon$	-	Poměrná deformace
$\nu$	-	Poissonova konstanta
$\rho$	kg/m <sup>3</sup>	Měrná hmotnost
$\sigma$	Pa	Napětí
$E$	Pa	Youngův modul pružnosti v tahu
$k$	-	Koeficient tření
$n$	1/s	Otáčky
$r$	mm	Poloměr
$v$	mm/s	Rychlost

## Seznam obrázků

<b>Obr. 1.1</b>	Typy výdutí.....	2
<b>Obr. 1.2</b>	Schéma žíly vs. tepny .....	3
<b>Obr. 1.3</b>	Zdravá tepna vs. tepna zúžená aterosklerózou.....	4
<b>Obr. 1.4</b>	Výduť břišní aorty.....	5
<b>Obr. 1.5</b>	Model břišní aorty rozdvoující se na tepny stehenní .....	7
<b>Obr. 1.6</b>	Vodící drátek.....	9
<b>Obr. 1.7</b>	Vsunutí zavaděče .....	9
<b>Obr. 1.8</b>	Stažení vnějšího zavaděče .....	9
<b>Obr. 1.9</b>	Rozevření 1. části stentgraftu.....	9
<b>Obr. 1.10</b>	Celý otevřený a umístěný SG .....	9
<b>Obr. 1.11</b>	Ukotvení pomocí nafouknutí balónku .....	9
<b>Obr. 2.1</b>	Zavaděč Ella-CS .....	10
<b>Obr. 2.2</b>	Zavaděčové trubky v řezu.....	10
<b>Obr. 2.3</b>	Balónkový katétr složený vs. nafouknutý.....	11
<b>Obr. 2.4</b>	Zkušební vzorky pouzdra po trhací zkoušce.....	13
<b>Obr. 2.5</b>	Princip měření tření .....	16
<b>Obr. 2.6</b>	Tribometr .....	16
<b>Obr. 2.7</b>	Pískový model s voskovým nánosem .....	22
<b>Obr. 2.8</b>	Vakuová komora.....	22
<b>Obr. 2.9</b>	Digitální tvrdoměr HT-6510 A .....	23
<b>Obr. 2.10</b>	Digitální siloměr LT Lutron FG-20KG .....	24
<b>Obr. 2.11</b>	Zdravá břišní aorta.....	25
<b>Obr. 2.12</b>	Břišní aorta s výdutí.....	25
<b>Obr. 3.1</b>	Vzpěr.....	28
<b>Obr. 3.2</b>	Promáčknutí .....	28
<b>Obr. 3.3</b>	Přímkový segment .....	29
<b>Obr. 3.4</b>	Segment kruhového oblouku .....	30
<b>Obr. 3.5</b>	Čtyřuzlová záplata .....	30
<b>Obr. 3.6</b>	Schéma modelu.....	33
<b>Obr. 3.7</b>	Prvek typu 84 .....	33
<b>Obr. 3.8</b>	Prvek typu 78 .....	33

<b>Obr. 3.9</b>	Identifikace použitých prvků v modelu .....	34
<b>Obr. 3.10</b>	Válcová plocha ITYPE 10 .....	34
<b>Obr. 3.11</b>	Uzly se zamezeným posuvem .....	38
<b>Obr. 3.12</b>	Uzly se zadaným posuvem .....	38
<b>Obr. 3.13</b>	Model v MSC. Marc se zadanými okrajovými podmínkami .....	38
<b>Obr. 3.14</b>	Posuv ve směru osy $y$ .....	39
<b>Obr. 3.15</b>	Posuv ve směru osy $z$ .....	40
<b>Obr. 3.16</b>	Deformace zavaděče s použitím materiálu HDPE s ocelovou trubičkou vs. bez trubičky .....	40
<b>Obr. 3.17</b>	Kontaktní plochy .....	41
<b>Obr. 3.18</b>	Ekvivalentní von Mises napětí vnitřní části zavaděče .....	42
<b>Obr. 3.19</b>	Ekvivalentní von Mises napětí vnější části zavaděče .....	43
<b>Obr. 3.20</b>	Umístění nejvyšší kontaktní síly .....	44
<b>Obr. 3.21</b>	Model v MSC. Marc se zadanými okrajovými podmínkami pro vytažení .....	45
<b>Obr. 3.22</b>	Výsledná deformace po vytažení pouzdra o 5 mm ve směru osy $y$ .....	46



---

**Seznam tabulek**

<b>Tab. 2.1</b>	Údaje balónkového katétru .....	11
<b>Tab. 2.2</b>	Geometrie pouzdra.....	11
<b>Tab. 2.3</b>	Geometrie vnitřního zavaděče .....	14
<b>Tab. 2.4</b>	Geometrie ocelové trubičky.....	15
<b>Tab. 2.5</b>	Hodnoty koeficientu tření .....	20
<b>Tab. 2.6</b>	Měření tvrdosti Shore A .....	23
<b>Tab. 3.1</b>	Použitý počet určujících parametrů pro jednotlivé materiály.....	35
<b>Tab. 3.2</b>	Tabulka kontaktů .....	37
<b>Tab. 3.3</b>	Hodnoty tahové síly potřebné ke stažení pouzdra .....	47

---

## Seznam grafů

<b>Graf 2.1</b>	Tahová zkouška vnějšího zavaděče .....	13
<b>Graf 2.2</b>	Tahová zkouška vnitřního zavaděče .....	15
<b>Graf 2.3</b>	Měření tření bez fyziologického roztoku se zatížením 0,5 kg.....	17
<b>Graf 2.4</b>	Měření tření bez fyziologického roztoku se zatížením 1 kg.....	18
<b>Graf 2.5</b>	Měření tření bez fyziologického roztoku se zatížením 1,5 kg.....	18
<b>Graf 2.6</b>	Měření tření s fyziologickým roztokem se zatížením 0,5 kg.....	19
<b>Graf 2.7</b>	Měření tření s fyziologickým roztokem se zatížením 1 kg.....	19
<b>Graf 2.8</b>	Měření tření s fyziologickým roztokem se zatížením 1,5 kg.....	20
<b>Graf 3.1</b>	Experimentální data a materiálový model Ogden pro PTFE.....	36
<b>Graf 3.2</b>	Experimentální data a materiálový model Ogden pro HDPE.....	36
<b>Graf 3.3</b>	Experimentální data a materiálový model Ogden pro Orgalloy .....	37



## Úvod

V dnešní době, kdy je známo mnoho nových materiálů a technologií, je snaha tyto znalosti aplikovat i do jiných oborů než technických. Jedním z těchto oborů je medicína. Obor biomechanika si dává za cíl sloučit vědomosti a racionální uvažování technicky vzdělaných lidí s lékařskými poznatky a tudíž posunout dnešní možnosti lékařů „někam dál“. Biomechanika se nezabývá pouze konstrukcí náhradních orgánů. Ve spolupráci s lékaři se vymýšlí nové způsoby operací, které jsou pro lidský organismus menší zátěží. Čím menší řez se při operaci provede, tím menší rizika s sebou operace nese. Proto se dnes velká část operací břišní dutiny provádí laparoskopicky. To klade vysoké nároky na konstrukci operačních nástrojů.

I v kardiovaskulární medicíně je snaha o minimálně invazivní léčbu. Proto se v dnešní době některá onemocnění, jako jsou například křečové žíly, cévní uzávěry, nebo výdutě (aneurysma), často operují endovaskulárně. To znamená, že zákrok je proveden ze vzdáleného, dobře přístupného místa na krevním řečišti.

Tato diplomová práce se zabývá zavaděčem pro zavádění stentgraftů při endovaskulární operaci výdutě břišní aorty od firmy Ella-CS. Úkolem je analyzovat jednotlivé části zavaděče a zjistit, jakou sílu operatér při zákroku musí vynaložit. Další snahou je vytvořit konečnoprvkový model tohoto zavaděče za použití poznatků z analýz. Tento model bude k dispozici pro následné optimalizace a jiné složitější konečnoprvkové modely.

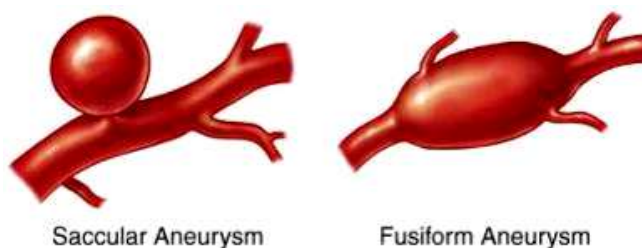
# Kapitola 1

## Teoretická část

### 1.1 Aneurysma <sup>[1]</sup>

Aneurysma (výduť) je obvykle definováno jako patologické místní rozšíření tepny o více než 50 % ve srovnání s normálním průměrem. Je doprovázeno strukturální změnou cévní stěny a snížením její odolnosti. V patologii se rozeznává několik typů dle tvaru, nejčastější jsou:

- aneurysma fusiforme (vřetenité) – postupně se rozšiřující, nejčastěji břišní aorta
- aneurysma sacculare (vakovité, bobulovité) – kulovitá výduť, často mozkové tepny, aorta
- aneurysma serpentinum (hadovité) – rozšíření způsobí i prodloužení, takže tepna se potom vine namísto přímého průběhu – toto není možné zaměňovat s přirozeně vlnitým průběhem tepen, u některých velmi výrazným (např. lícni tepna)



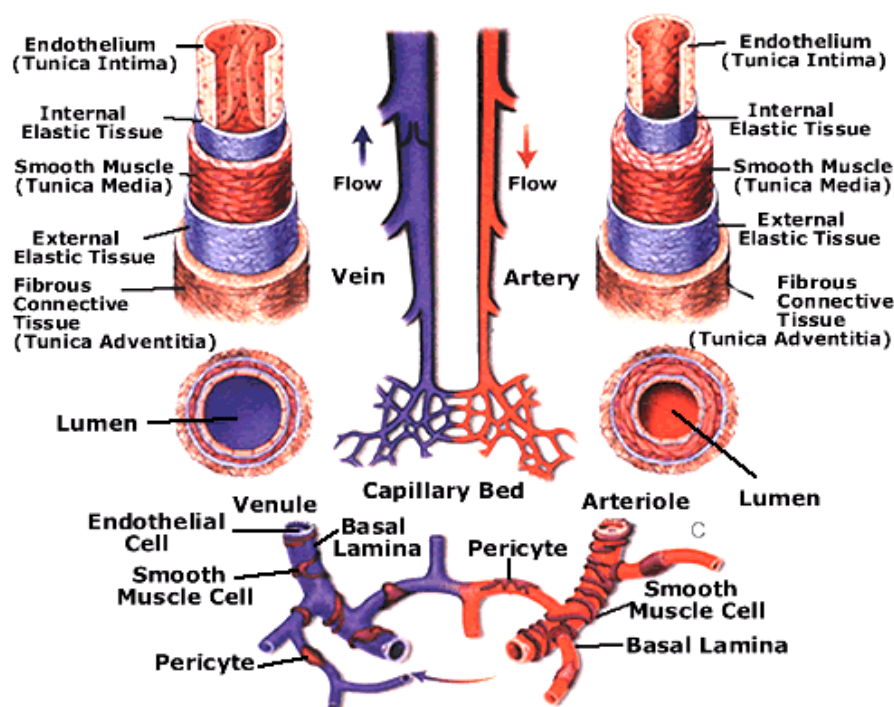
Obr. 1.1 Typy výdutí [11]

Dále je možno dělit výdutě na vrozené a získané. V případě vrozených není samotné aneurysma přítomno od narození, ale jde o vrozený místní defekt cévní stěny, na jehož podkladě vzniká během života aneurysma. Typická a pro svoje umístění velmi

nebezpečná jsou taková aneurysma v mozkových cévách na začátku jejich větvení do mozku. Tvarem jde o vakové výdutě. Nebezpečí spočívá v možném prasknutí (prakticky ve kterémkoliv věku) a krvácení do mozku nebo do prostoru mezi plenami, s následným bezvědomím a rizikem smrti nebo různých následků.

### 1.1.1 Příčiny aneurysma

Aneurysma vzniká na podkladě různých nemocí jako jsou: syfilis, bakteriální záněty a podobně, naprosto nejběžnější je ale jako komplikace aterosklerózy, arteriosklerózy a vysokého tlaku.



Obr. 1.2 Schéma žíly vs. tepny [12]

### Ateroskleróza

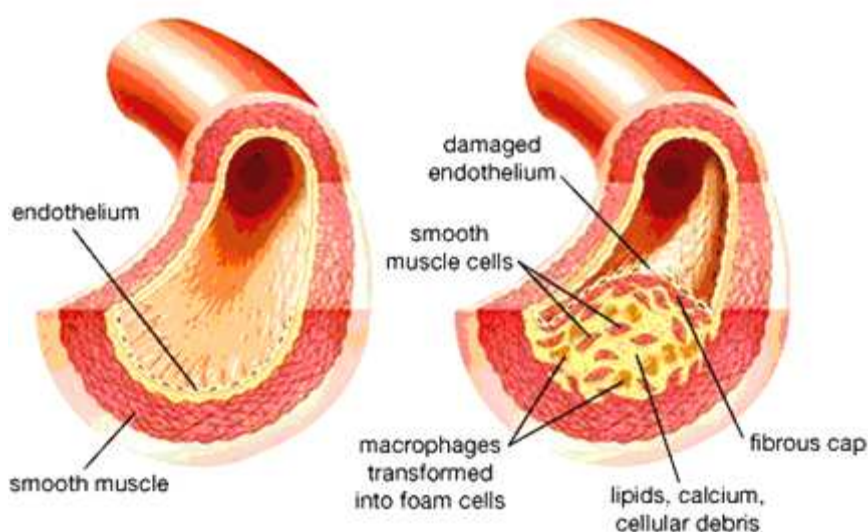
Jedná se o poškození tepen, charakterizované ukládáním tuků do vrstvy pod endotel. Tyto nánosy (plaky) se kombinují s dalšími pochody: nekrózou (úmrtí buněk), ulcerací (vytváření vředů - defektů stěny), trombózou (srážení krve způsobené hlavně

vychytáváním a aktivací krevních destiček na poškozeném endotelu) a kalcifikací (krystalizování vápníku).

Jmenované změny vedou ke zúžení průsvitu postižené cévy a k ischemii (nedokrvení) zásobených orgánů. V pozdější fázi se objevuje novotvorba vlásečnic a zánětlivá reakce, která může uvolňováním proteolytických (rozkládajících bílkoviny) enzymů dále zeslabovat stěnu cévy. Ateroskleróza vede ke ztrátě pružnosti cév, tím pádem ke zvýšení krevního tlaku a spolu s tím se násobí negativní účinek na cévní stěnu. Céva neudrží krevní tlak a začne se „vydouvat“.

### Arterioskleróza

Podobný a často zaměňovaný výraz je arterioskleróza, která se popisuje degenerativními změnami elastických vláken v *tunica media*. Elastická vlákna jsou nahrazována kolagenními a pružnost cévy se snižuje, krevní tlak se zvyšuje. Obvykle se tento proces s aterosklerózou kombinuje.



Obr. 1.3 Zdravá tepna vs. tepna zúžená aterosklerózou [5]

#### 1.1.2 Aneurysma břišní aorty

Aneurysma mimo mozkové cévy vzniká v 95 % v infrarenální části abdominální aorty. Důvodem jsou zřejmě hemodynamické poměry. Aorta vytváří poměrně malý odpor tekoucí krvi, což se náhle mění jejím rozštěpením na dvě kyčelní tepny a dalším

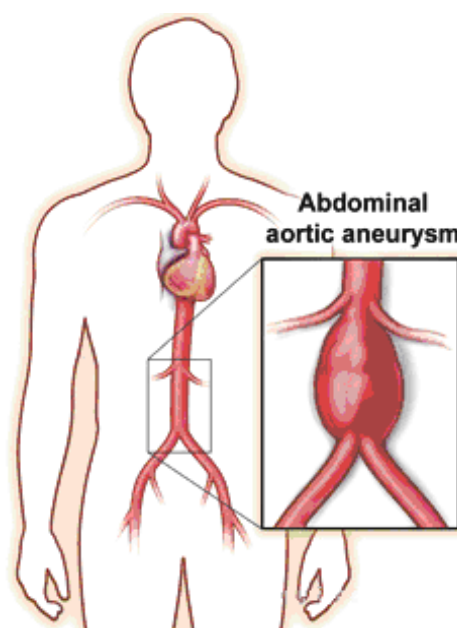
větvením těchto tepen. Od bifurkace aorty se proto odráží tepenná vlna a v dolní části aorty se kumuluje mechanické napětí.

Výše uvedené souvislosti jsou jen vysvětlením umístění. Jako příčina vzniku aneurysma se však uvádí poškození cévní stěny aterosklerózou (viz výše). Vznik aneurysma také podporuje hypertenze (vysoký krevní tlak) a může se podílet i geneticky vrozená méněcennost vazivových vláken. Hypertenze také podporuje utlačení drobných cév, které zásobují vlastní stěnu aorty, což vede ke zhoršení výživy stěny a k další degeneraci stěny.

### Symptomy aneurysma břišní aorty

Pacient nemusí pociťovat vůbec žádné příznaky, nebo pociťuje příznaky, které nejsou specifické pro stanovení diagnózy, např. potíže s dýcháním nebo bolesti zad. Proto jsou aneurysma aorty nalezena často náhodou při vyšetření jiného orgánu břicha, např. ultrazvukem. Útlak okolních orgánů, např. utlačení močovodu, nebývá příznakem.

Větší aneurysma se dají vyhmatat na pacientově těle jako pulzující tuhý útvar. Tuhost je dána tím, že většina výdutí je vyplněna trombem (krevní sraženinou), protože ve výduti je zpomalen nebo úplně zastaven přirozený krevní tok. Normální hodnota rychlosti proudu krve vytvoření krevní sraženiny brání.



**Obr. 1.4** Výduť břišní aorty [13]



## Rizika výdutě

Aortální aneurysma ohrožuje pacienta:

- rupturou (prasknutím) se smrtelným krvácením – aneurysma o průměru větším než 6 [cm].
- trombózou s ucpáním aortálních větví.
- embolií (zanesením) tukového či trombotického obsahu do dalších větví po směru toku krve.

### 1.1.3 Léčba aneurysma

U aneurysma malých cév je možno patologický úsek cévy přemostit, odstříhnout bobulovité aneurysma a zašít stěnu nebo přiložit záplatu, v případě vytvořené souběžné tepny postižený úsek zcela podvázat.

U výdutí aorty toto řešení možné není. Pokud je výduť břišní aorty (dále jen AAA) malá, je nutné ji pravidelně sledovat a kontrolovat její růst. Sledování je prováděno lékařem radiologem pomocí ultrazvuku nebo jiných metod a je vyhodnocován růst výduti. Mnoho AAA zůstává malých a nepředstavují pro pacienta závažné riziko. Pokud však AAA roste, je léčba nevyhnutelná, zejména aby se předešlo ruptuře (prasknutí) výduti. Normální břišní aorta je u mužů široká cca. 23 [mm] a 19 [mm] u žen. Obecně platí, že pokud se výduť rozšíří na 50 [mm], může prasknout. Pak jsou dvě možnosti léčby AAA:

- chirurgická léčba - klasická otevřená operace. Jedná se o tradiční řešení, kde chirurg, přístupem přes břicho, postiženou oblast nahradí cévní protézou.
- endovaskulární léčba - jde o zavedení stentgraftu nebo endograftu z přístupu přes *arteria femoralis* (stehenní tepnu). Principem je vnitřní výztuž aorty [9].

## 1.2 Endovaskulární léčba aortální výdutě

Principem endovaskulární léčby aneurysma abdominální aorty je vyřazení výdutě z krevního oběhu jejím přemostěním stentgraftem. Stentgraft je zaváděn v zavaděči v komprimovaném stavu ze vzdáleného místa, to je z femorální artérie pánevním

řečištěm do aorty. V aortě je stentgraft uvolněn a ukotven v místě nad a pod vakem výdutě v nedilatované zdravé tepně, tzv. krčku výdutě.

Poprvé byla úspěšná endovaskulární léčba rupturovaného AAA provedena v roce 1994. V České republice byly provedeny první endovaskulární výkony pro AAA v Hradci Králové v roce 1995.

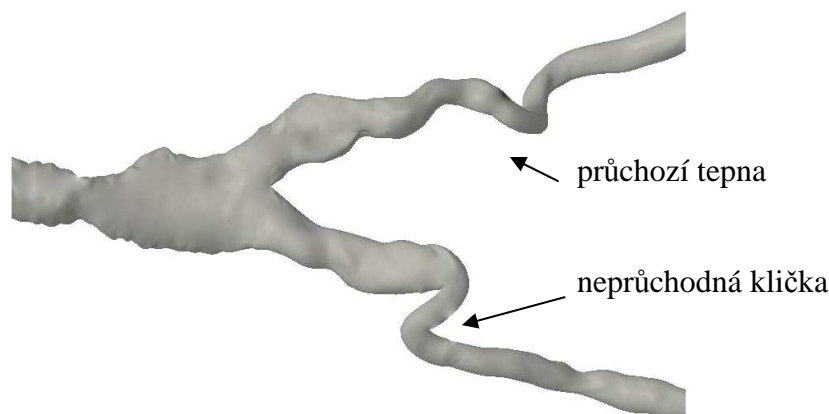
### 1.2.1 Výhody endovaskulární léčby

Ve srovnání s chirurgickou léčbou je endovaskulární léčba méně invazivní a méně hemodynamicky zatěžující (odpadá přechodný uzávěr toku krve). Jelikož chirurgický zákrok pro lidské tělo je mnohem větší zátěží, než zákrok endovaskulární, nebylo v minulosti možno operovat tak širokou škálu pacientů. Operace by pro některé slabší pacienty byla přílišným rizikem.

Endovaskulární léčba přinesla ve srovnání s klasickou chirurgickou výrazné snížení krevních ztrát, zkrátila délku pobytu na jednotce intenzivní péče, délku hospitalizace a významně zrychlila návrat nemocných do běžného života.

### 1.2.2 Omezení a nevýhody endovaskulární léčby

Omezení této léčby spočívá v tom, že není možná u pacientů s malým poloměrem křivosti vinutí stehenní tepny. V tomto případě není možné zavaděčem projít. V dlouhodobějších výsledcích byl u nemocných vhodných k oběma způsobům léčby prokázán vyšší počet reintervencí při stejné či nižší kvalitě života rok po výkonu [2].



**Obr. 1.5** Model břišní aorty rozdvoující se na tepny stehenní

## 1.3 Zavaděče na českém trhu

Na českém trhu se vyskytují zavaděče od 3 zahraničních firem: Cook medical (USA), Boston Scientific (Canada), Johnson & Johnson (USA), a jedné české firmy: Ella-CS, která působí na českém trhu již od devadesátých let.

Zavaděče se liší hlavně v použitých materiálech, navržení zavaděcího úseku a použitého převodového mechanismu pro stahování vnějšího zavaděče (pouzdra). Převodový mechanismus pracuje buď na principu závitů, nebo na principu ráčny. Výhodou převodového mechanismu je, že pro svlékání pouzdra není zapotřebí vykonávat pohyb ve směru osy zavaděče. Veškeré části zůstávají ve smyslu posuvu v klidu, tím pádem je snazší udržet v klidu i zavaděč vnitřní (pusher).

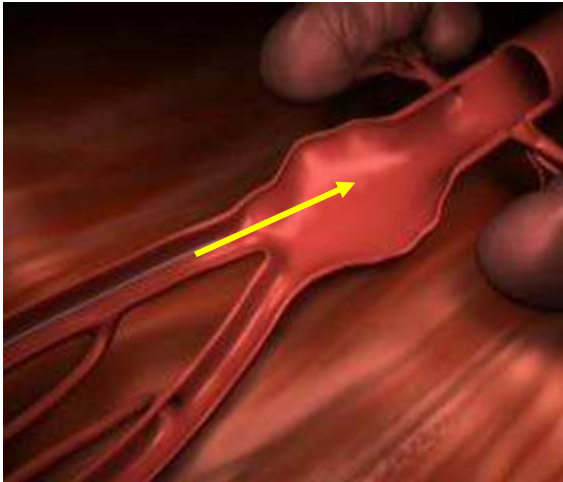
Snaha všech výrobců zavaděčů je, aby největší průměr zavaděče byl minimální, to má samozřejmě za následek vysoký nárok na materiály a konstrukci.

### 1.3.1 Princip zavaděče

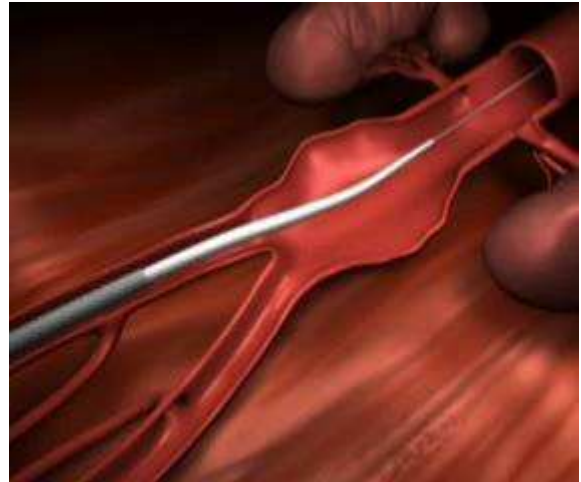
Všechny zavaděče pracují na stejném principu. Zavaděč je dutý, aby mohl být nasunut na vodící drát a skládá se z vnější (pouzdra) a vnitřní části zavaděče (pusheru). Vnitřní část zavaděče plní roli nosného, tuhého prvku, vnější část roli obalovou. Další částí zavaděče je přední zavaděcí úsek, který musí být navržen tak, aby odpor při průchodu tepnou byl co nejmenší.

Po vsunutí slabého vodícího drátku (katétru) (Obr.1.6) se na drátek navlékne kompletní zavaděč (Obr.1.7) až do místa, kde má stentgraft (dále jen SG) být umístěn. Tato pozice je velmi důležitá a po jejím dosažení je třeba vnitřní zavaděč zafixovat v této poloze a už jím nehýbat. Umístění SG je velice precizní záležitostí. Jak už bylo výše zmíněno, SG se musí ukotvit do zdravé tkáně břišní aorty nad AAA. Po dosažení správné polohy se začne zpátky stahovat pouzdro (Obr.1.8), tím se SG začne rozevírat. Fixace vnitřního zavaděče je důležitá proto, že kdyby se jím po zahájení rozevírání SG pohybovalo (ať již po, nebo proti směru krevního toku), SG by s sebou hrnul výstelku aorty a mohlo by snadno dojít k jejímu poškození. Po rozvinutí celé první části SG se zavaděč vytáhne a další zavaděč se opět na zavaděcím drátku zasune do druhé tepny stehenní a na tělo SG se připojí druhá nohavice. Někteří výrobci SG dodávají ve třech částech a to tělo SG a dvě nohavice. Pak je ovšem zapotřebí 3 zavaděčů. Po umístění

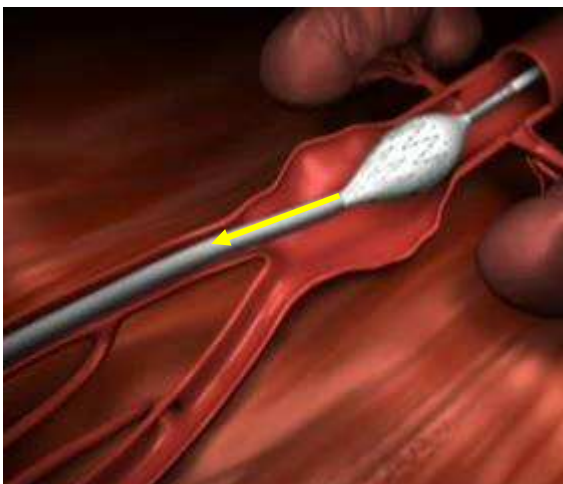
všech částí SG je možno zavést ještě balónek, který se nafoukne v místech ukotvení SG, tímto se ukotvení zlepší (Obr.1.11).



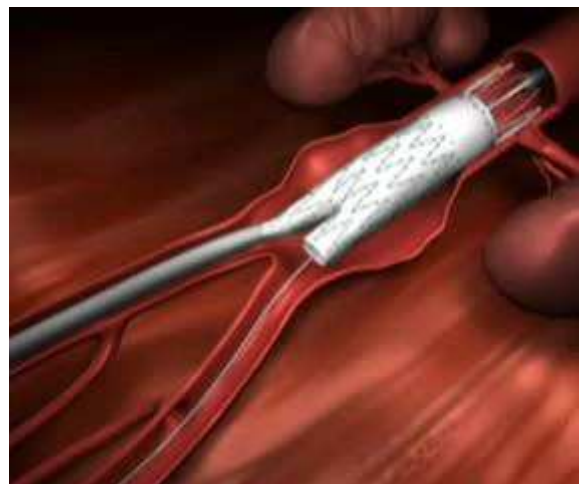
**Obr. 1.6** Vodící drátek



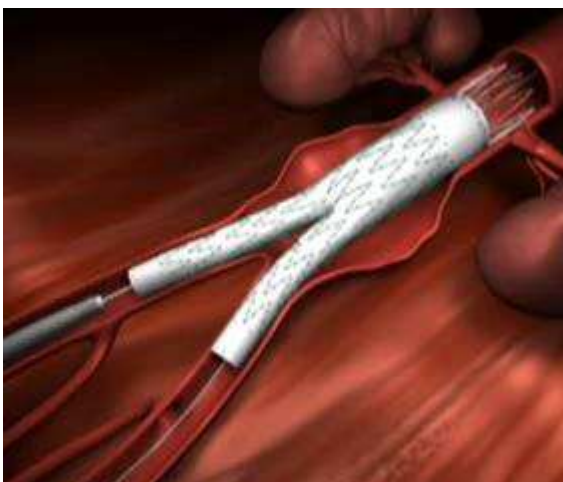
**Obr. 1.7** Vsunutí zavaděče



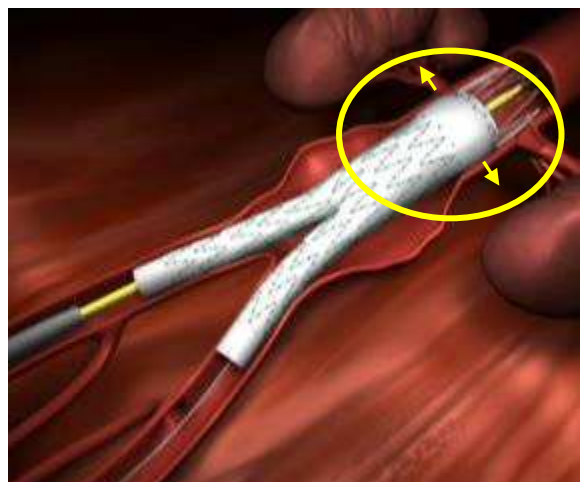
**Obr. 1.8** Stažení vnějšího zavaděče



**Obr. 1.9** Rozevření 1. části stentgraftu



**Obr. 1.10** Celý otevřený a umístěný SG



**Obr. 1.11** Ukotvení pomocí nafouknutí balónku

Obr. 6 – 11 [6]

## Kapitola 2

### Experimentální část

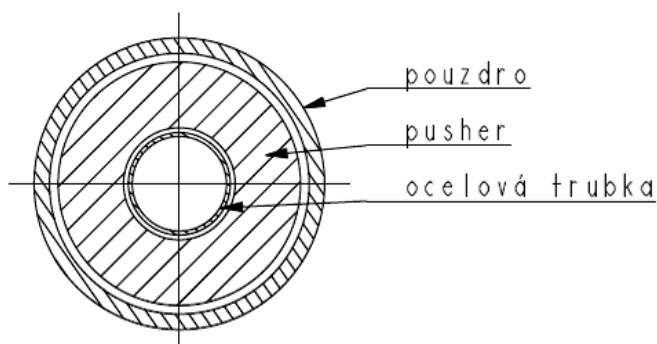
#### 2.1 Zavaděč firmy Ella-CS

Zavaděč od firmy Ella-CS funguje na stejném principu. Jako zavaděcí úsek se používá balónkový katétr. Při zavadění je balónek nafouknutý před přední hranou pouzdra a po dosažení správné polohy se vyfoukne.

Pro stažení pouzdra není použit žádný převodový mechanismus, to se zdá být nevýhodné, jelikož je mnohem náročnější držet pusher v klidu, když je zapotřebí ve směru osy zavaděče posouvat pouzdrem.



Obr. 2.1 Zavaděč Ella-CS



Obr. 2.2 Zavaděčové trubky v řezu

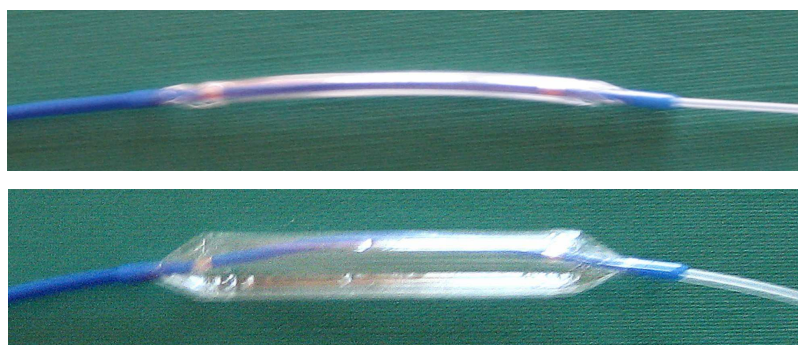
### 2.1.1 Balónkový katétr

Balónkový katétr se používá jako zavaděcí úsek. Nevýhodou je potřebný zdroj tlakového vzduchu na operačním sále. Naopak výhodou je, že vnější průměr balónku je o trochu větší než největší průměr aktivní délky zavaděče, tím pádem jsou schovány veškeré hrany zavaděče. Po dosažení správné pozice se balónek vyfoukne a vytáhne a zavaděcí část tudíž nepřekáží rozvinutí SG.

Rozměry a jiné hodnoty udané výrobcem Ella-CS jsou uvedeny v Tab.2.1.

Nominální $\varnothing$ balónku [mm]	8	Aktivní délka katétru [mm]	1100
Nominální délka balónku [mm]	40	Vnější $\varnothing$ katétru [mm]	1,6
Doporučený plnicí tlak balónku [MPa]	0,6	Plnicí tlak poškozující balónek [MPa]	$\geq 1$

**Tab. 2.1** Údaje balónkového katétru



**Obr. 2.3** Balónkový katétr složený vs. nafouknutý

### 2.1.2 Vnější část zavaděče

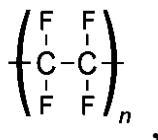
Jak už bylo výše zmíněno, vnější část zavaděče plní roli obalovou, proto se také nazývá pouzdro. Je to trubka o rozměrech uvedených v Tab.2.2.

Vnější $\varnothing$ [mm]	7,55
Tloušťka stěny [mm]	0,4
Obsah plochy v řezu [mm <sup>2</sup> ]	9,49

**Tab. 2.2** Geometrie pouzdra

## Materiál

Pouzdro je vyrobeno z polytetrafluorethylenu (PTFE). PTFE je velmi významným plastem ze široké skupiny fluorových polymerů. Jedná se o krystalický polymer bílé barvy. Vyznačuje se vysokou molekulovou hmotností a obsahuje pouze atomy uhlíku a fluoru s vysokou pevností vazby

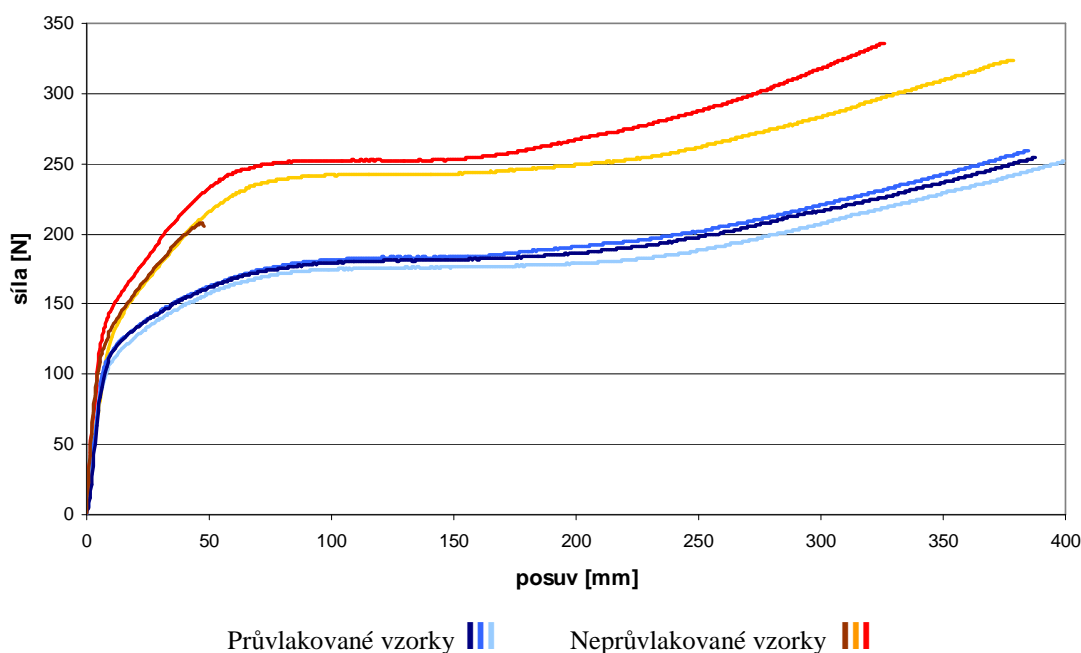


což určuje jeho charakteristické vlastnosti. K jeho výhodám patří fyziologická nezávadnost v rozsahu pracovních teplot, nepatrná adheze a výborné těsnící účinky. PTFE má ve srovnání s jinými plasty dobrou pevnost za vyšších teplot a dostatečnou pružnost při velmi nízkých teplotách, velmi dobrou vrubovou a rázovou houževnatost v širokém rozsahu teplot. Při tlakovém zatížení se nedrtí, ale má sklon k tečení, přičemž stupeň deformace při daném napětí je časově závislý. Proto nemá pro trvalé zatížení napětí převyšovat 10 % ze zjištěné pevnosti při dané teplotě. Pevnost v tahu je vyšší než 12 [MPa] a tažnost je větší než 150 %. Měrná hustota  $\rho$  je  $2,15 - 2,25 \cdot 10^3$  [kg/m<sup>3</sup>]. Statický součinitel tření PTFE na oceli je 0,07 až 0,11. Nasákavost ve vodě nenastává a dílce nemění své rozměry ani po dlouhodobém uložení ve vodě [10].

Pro lepší pochopení jeho vlastností a získání podkladů pro konečnoprvkový model byla provedena tahová zkouška na univerzálním trhacím stroji TIRAtest. Pro měření byly od firmy Ella-CS získány 2 vzorky trubek: průvlakované a neprůvlakované. Délka vzorků byla 160 [mm], délka mezi čelistmi 115 [mm] pro všechny vzorky. S ohledem na zkušenosti, byla u všech vzorků volena stejná rychlost zatěžování 100 [mm/min].

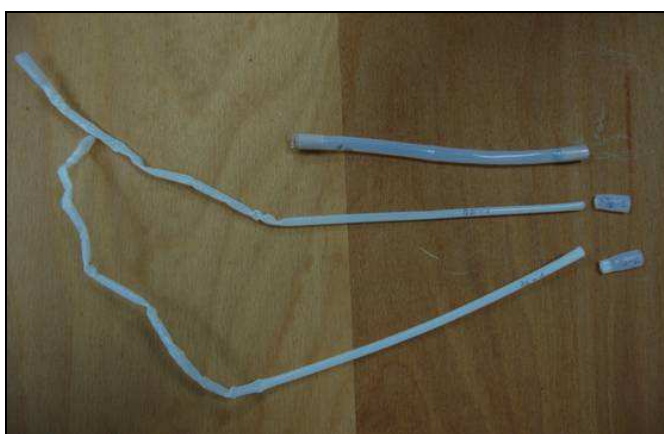


## Tahová zkouška vnějšího zavaděče



Graf 2.1 Tahová zkouška vnějšího zavaděče

Průběh křivek u průvlakovaných a neprůvlakovaných trubek se liší v celém průběhu zatěžování, kde u průvlakovaných vzorků získáváme pro stejnou deformaci výrazně nižší síly. K přetržení došlo pouze u jednoho neprůvlakovaného vzorku. U žádného vzorku nedošlo během zkoušky k náhlému poklesu síly bez porušení. Po odlehčení vzorků došlo ve všech případech k trvalé deformaci (Obr.2.4).



Obr. 2.4 Zkušební vzorky pouzdra po trhací zkoušce



### 2.1.3 Vnitřní část zavaděče

Vnitřní část zavaděče plní roli nosného prvku. Další jeho role spočívá v „narovnání“ vinutí stehenní tepny a tudíž i zmenšení potřebné síly pro stažení pouzdra (uvolnění SG). Na druhou stranu platí, čím tužší pusher, tím hůře se zavaděč zavádí do těla. I když se zavaděč nasouvá na vodící drátek (katétr), tuhý zavaděč klade velký odpor přizpůsobení se vinutí vodícího katétru. Proto zde je volba materiálu velice složitou záležitostí, protože nalezení toho správného kompromisu není snadné.

Pusher je trubka o rozměrech uvedených v Tab.2.3.

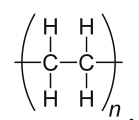
Vnější ø [mm]	6,3
Vnitřní ø [mm]	2,9
Obsah plochy v řezu [mm <sup>2</sup> ]	33,08

Tab. 2.3 Geometrie vnitřního zavaděče

### Materiál

Vnitřní zavaděč se vyrábí ze 2 různých materiálů:

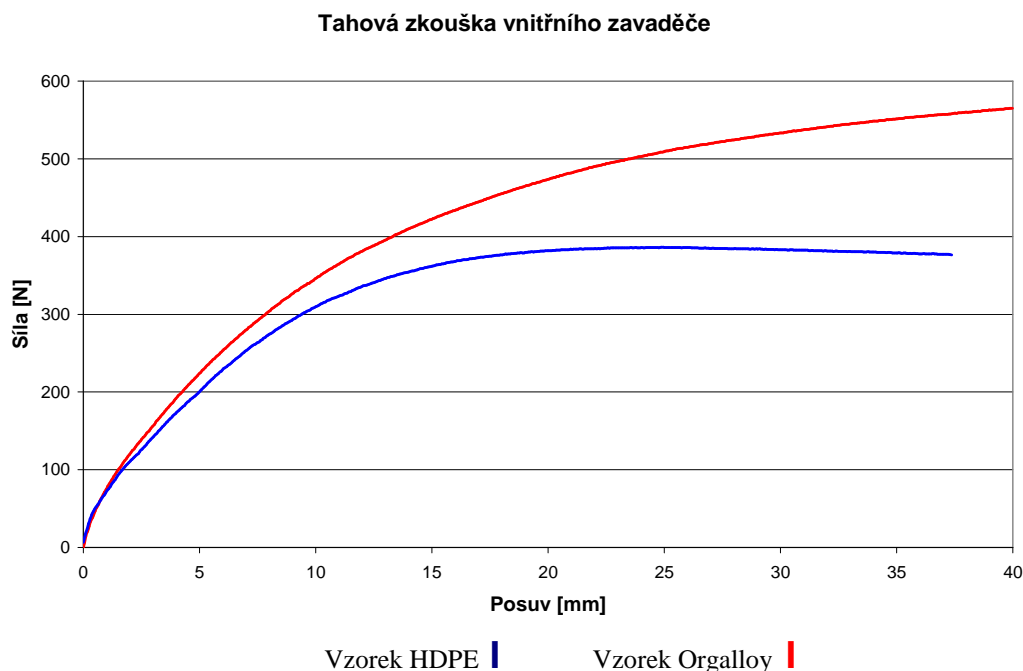
- HDPE (High density polyethylene) je odolný vůči kyselinám i zásadám, použitelný do teploty kolem 80 °C. Je nejvíce tvrdý a nejméně ohebný mezi různými typy polyethylenů. HDPE má v molekule minimum postranních řetězců



proto je měrná hustota vždy vyšší než 940 [kg/m<sup>3</sup>]. Tuhý a poněkud tvrdý charakter je užitečný pro širokou řadu aplikací. Pevnost v tahu je 30 [MPa], statický součinitel tření na oceli je 0,28. Nasákavost ve vodě 0,01 % [7].

- Orgalloy jsou polyamidové slitiny slučující ty nejlepší vlastnosti polyamidů: mechanickou pevnost, tepelný odpor a chemickou odolnost. A k tomu ještě nabízí další významné výhody, jako jsou: rozměrová stabilita, konstantní mechanické vlastnosti, stabilní elektrické vlastnosti, odolnost vůči hydrolýze, snadné zpracování a vysoká produktivita. Orgalloy produkty jsou vhodné pro všechny tradiční aplikace v odvětvích strojírenství polymerů a mohou být zpracovávány pomocí konvenčních metod zpracování plastů [3].

Opět byla provedena tahová zkouška. Délka vzorků byla zvolena 170 [mm], délka mezi čelistmi 100 [mm] pro všechny vzorky. U všech vzorků byla volena stejná rychlost zatěžování 10 [mm/min].



**Graf 2.2** Tahová zkouška vnitřního zavaděče

K přetržení nedošlo ani u jednoho ze vzorků. Zkoušky byly vždy ukončeny při poklesu síly během zatěžování. Průběh křivek u trubek z materiálu typu Orgalloy a HDPE se v počátku zatěžování neliší, tam je také předpokládána pracovní oblast.

### 2.1.4 Ocelová trubička

Ocelová trubička funguje jako výztuž pusheru. Délka a umístění této části zavaděče zatím není optimalizována. To ale není předmětem této diplomové práce. Ocelová trubička má za úkol napomáhat vnitřní části zavaděče udržovat si co nejprímější tvar.

Rozměry ocelové trubičky jsou uvedeny v Tab.2.4.

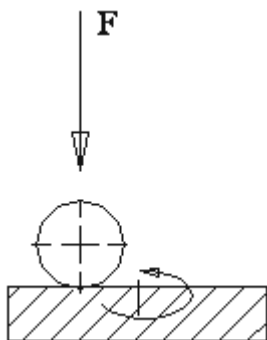
Vnitřní $\varnothing$ [mm]	2,45
Tloušťka stěny [mm]	0,1
Obsah plochy v řezu [mm <sup>2</sup> ]	0,77

**Tab. 2.4** Geometrie ocelové trubičky

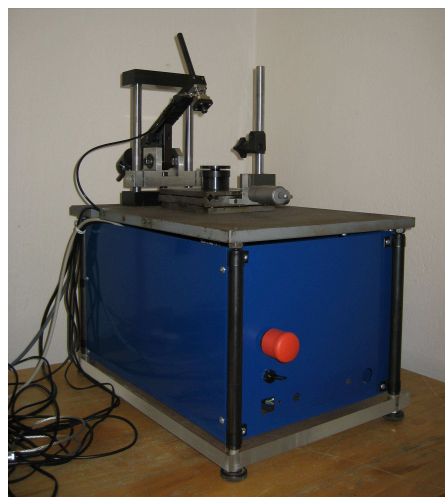
## 2.2 Měření tření <sup>[4]</sup>

Základem tribologických měření je testování metodou Pin-on-Disc. Měření spočívá ve vtlačování pevně uchyceného zkušebního tělíska (PIN) ve tvaru kuličky ze zvoleného materiálu předem definovanou silou do disku (zkušebního vzorku). Nejdůležitější částí zařízení je elastické rameno, ve kterém je uchycen přípravek, do kterého se vkládá PIN tělísko. Disk se vkládá do sklíčidla, které se otáčí námi zvolenou rychlostí v rozmezí. Na rameno je možné ukládat zatížení o různých hmotnostech.

Pomocí této zkoušky je možné zjistit tření mezi dvěma libovolně zvolenými materiály.



Obr. 2.5 Princip měření tření



Obr. 2.6 Tribometr

Pro měření na Tribometru (Obr.2.6) bylo nejprve zapotřebí zjistit rychlost posuvu a přítláčnou sílu, aby bylo možno zajistit hodnoty odpovídající tření mezi vnějším a vnitřním zavaděčem vznikajícím i při zákroku. Rychlost posuvu byla zjištěna pozorováním při práci na experimentech. Přítláčná síla byla měněna pomocí závaží. Použita byla závaží 0,5; 1; a 1,5 [kg], simulující tři různé přítláčné síly.

Aktuální změřené hodnoty sil  $F_x$ ,  $F_y$ , přítláčné síly  $F_z$  a koeficientu tření byly zaznamenávány pomocí programu DEW Soft 7.0,  $k$  (koeficient tření) je přepočítáván vztahem

$$k = \frac{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}}{|F_z|} . \quad (2.1)$$

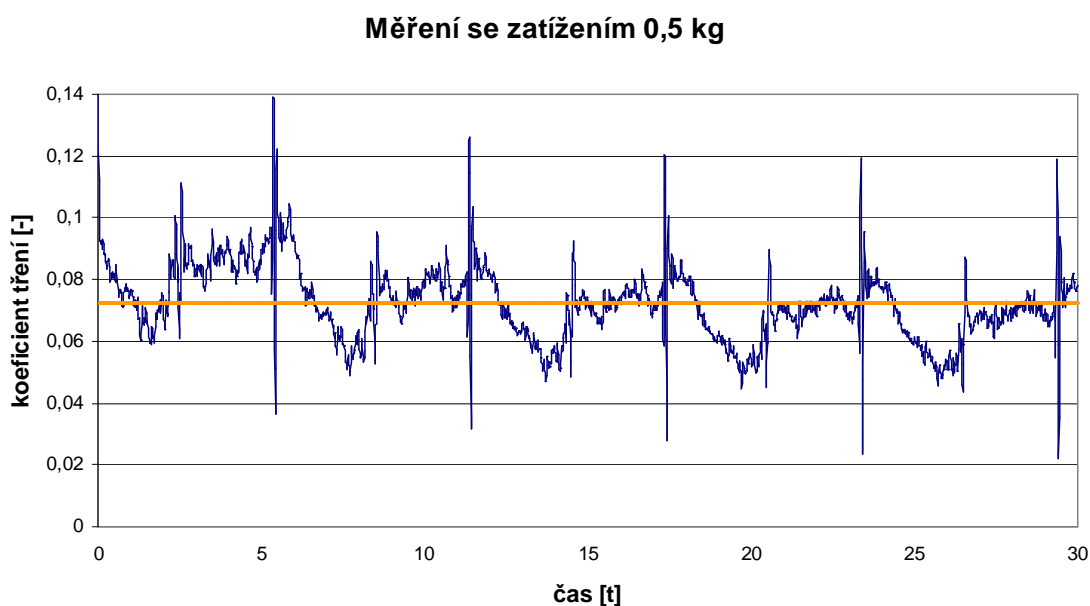
Jelikož rychlost posuvu  $v$  nepřesáhne 5 [mm/s] a rozsah rychlostí je malý, bylo měřeno pouze při jedné rychlosti. Poloměr rotace  $r$  byl zvolen 6 [mm]. Zvolenou rychlost bylo třeba přepočítat na otáčky  $n$

$$n = \frac{v}{2\pi \cdot r} . \quad (2.2)$$

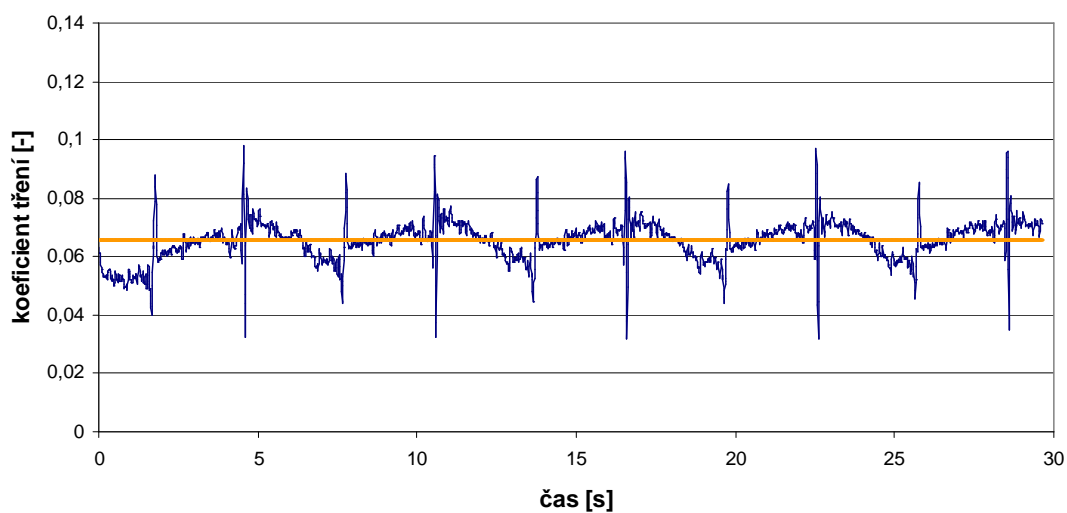
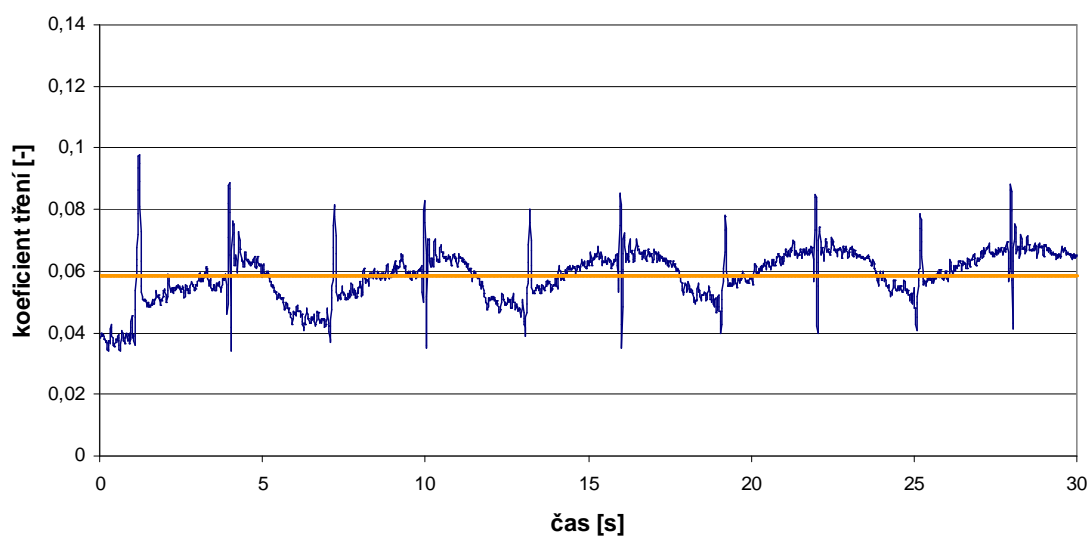
Protože se do programu mohou zadat otáčky pouze celým číslem, bylo třeba zvolit nejbližší celé číslo  $n$  a přepočítat  $v$ . Veškerá měření byla provedena pro rychlost 5,236 [mm/s] po dobu 30 [s].

### 2.2.1 Tření bez fyziologického roztoku

Nejprve bylo provedeno měření  $k$  bez užití fyziologického roztoku. Cílem měření bylo získat maximální možné hodnoty.



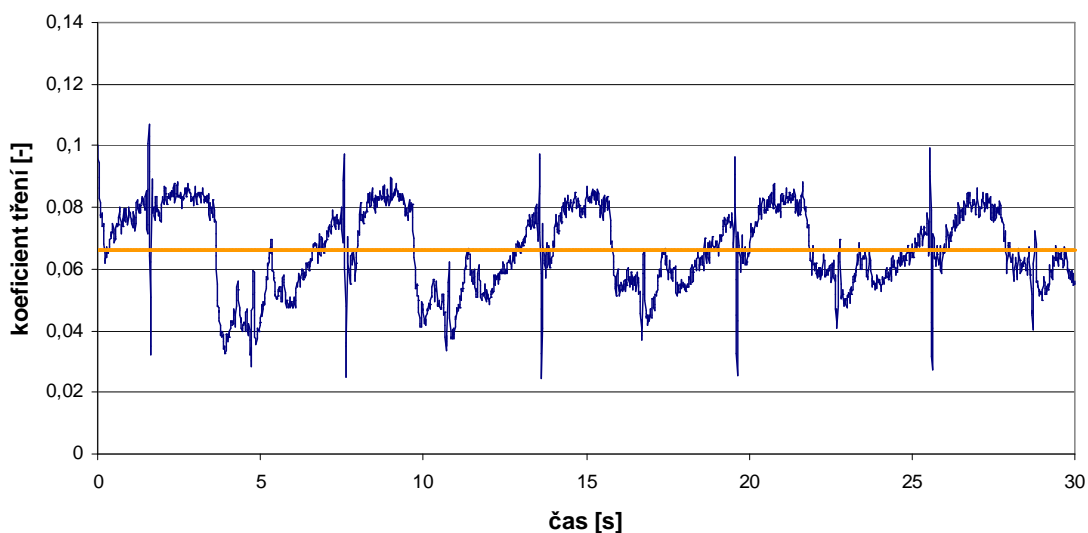
**Graf 2.3** Měření tření bez fyziologického roztoku se zatížením 0,5 kg

**Měření se zatížením 1 kg****Graf 2.4** Měření tření bez fyziologického roztoku se zatížením 1 kg**Měření se zatížením 1,5 kg****Graf 2.5** Měření tření bez fyziologického roztoku se zatížením 1,5 kg

### 2.2.2 Tření s fyziologickým roztokem

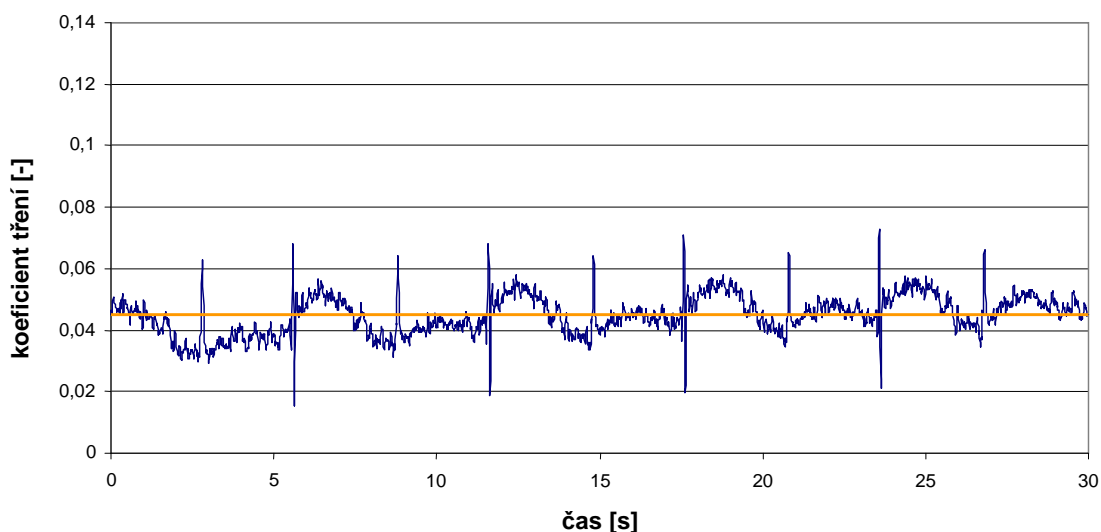
Pro toto měření byl použit 0,9% roztok chloridu sodného (NaCl) od firmy Braun. Hodnoty  $k$  získané měřením za použití fyziologického roztoku odpovídají reálným hodnotám vyskytujícím se při zákroku.

**Měření se zatížením 0,5 kg**



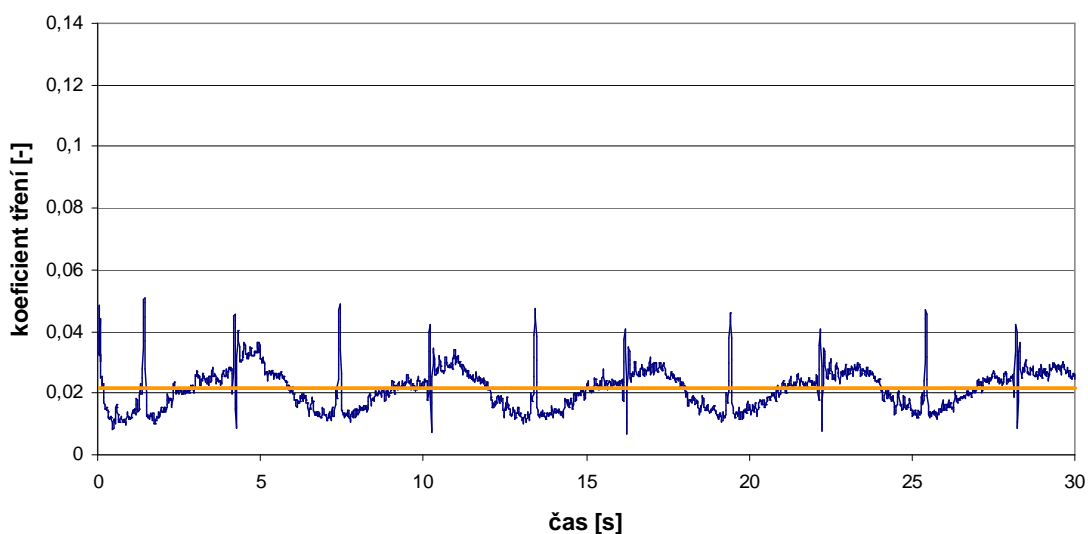
**Graf 2.6** Měření tření s fyziologickým roztokem se zatížením 0,5 kg

**Měření se zátěží 1 kg**



**Graf 2.7** Měření tření s fyziologickým roztokem se zátěží 1 kg

## Měření se zatížením 1,5 kg



Graf 2.8 Měření tření s fyziologickým roztokem se zatížením 1,5 kg

## 2.2.3 Vyhodnocení měření tření

Pro snazší porovnání výsledků byl ve všech grafech použit stejný rozsah os a zakreslena aktuální a průměrná hodnota koeficientu tření. Pro přehlednost byly výsledky zapsány do Tab.2.5.

měření tření s fyziologickým roztokem		měření tření bez fyziologického roztoku	
zatížení [kg]	Ø koeficient tření	zatížení [kg]	Ø koeficient tření
0,5	0,072	0,5	0,066
1	0,065	1	0,045
1,5	0,059	1,5	0,021

Tab. 2.5 Hodnoty koeficientu tření

Kulička, se kterou bylo tření zkoušeno, nebyla hladká, jelikož ji bylo třeba ze zkušebního materiálu ručně vyříznout. Z grafů 2.3 - 2.8 je jasně čitelné, že nepravidelnosti povrchu kuličky na měření mají větší vliv, když je použito menší zátěže. Dále je vidět, že čím větší zátěž, tím nižší koeficient tření, a že mazání třecích ploch fyziologickým roztokem má značný vliv na snížení  $k$ . V grafech je viditelná i klesající, či rostoucí tendence  $k$ , kterou je ale vzhledem k velikosti možno zanedbat. Při

delším měření by se určitě vyskytla výrazněji, ale v praxi se toto tření nevyskytuje déle než 2 minuty a stahování vnější části zavaděče neprobíhá konstantně, nýbrž přerušovaně. Proto měřicí interval 30 [s] skutečnosti odpovídá.

## 2.3 Experimenty na silikonovém modelu

Cílem experimentů bylo zjistit tažnou sílu, kterou chirurg musí vykonat, aby umístil stentgraft na místo. Interakce stentgraftu a zavaděče ani interakce vnějšího zavaděče a tepny nebyla uvažována. Uvažována je pouze síla způsobena vzájemným silovým působením vnitřní a vnější trubky zavaděče.

Proto bylo třeba navrhnout a vyrobit model, který by simuloval tvar a poddajnost stehenních tepen a břišní aorty. V současné době sice existují komerčně vyráběné prostorové silikonové modely tepen, ale jejich cena přesahuje finanční možnosti této diplomové práce. Tepny jsou v těle obklopeny svalstvem a kosterním aparátem. Poddajnost tohoto okolí není snadné určit, natož napodobit. Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k určitým zjednodušujícím předpokladům. Okolí tepny bylo považováno za homogenní s konstantní tuhostí. Byl použit cenově dostupný dvousložkový silikon.

### 2.3.1 Výroba silikonového modelu

Model tepny je tvarově velice složitý, proto bylo upuštěno od původního nápadu výroby sádrové formy, do které měl být odlit voskový model. Forma by musela být složena z několika dílů a jader. Nakonec byl zvolen poměrně náročný proces výroby silikonové formy, složený z pěti kroků:

- 1) Zmenšený model získaný z CT snímků se vytiskl na 3D tiskárně ZPrint310.
- 2) Na pískový model byla štětcem nanесena 10 – 20 [mm] vrstva vosku (Obr.2.7), který byl zahřán na cca. 60 °C. S každým dalším nátěrem bylo nutno čekat až model opět vychladne a vosk zaschne. Tahy štětcem museli být rychlé, aby se model příliš nezahřál, jinak se vosk do písku začal nasakovat, což bylo nežádoucí.

Vosk plnil dvě hlavní úlohy:

- (a) zamezil spojení silikonu s pískem, což by způsobilo neprůhlednost modelu



- (b) po vytavení vznikla mezi silikonem a pískem vůle, což značně ulehčilo vydrolení.
- 3) Celý tento model bylo třeba odlít do silikonu. Byl použit dvousložkový silikon Essil 291. Aby silikon dobře vytvrdnul, musely se obě složky navzájem dobře promíchat, přičemž vznikl velký počet vzduchových bublin, které způsobily neprůhlednost modelu. Aby byl získán čirý model, který by umožňoval sledovat průběh experimentu, byl zamíchaný tekutý silikon vložen do vakuové komory MK-Mini (Obr.2.8), ve které se vzduch ze směsi vysál. Do formy z plexiskla, ve které již byl položen pískovo-voskový model, se opatrně nalil čirý silikon a nechal se 12 hodin vytvrdnout.



**Obr. 2.7** Pískový model s voskovým nánosem



**Obr. 2.8** Vakuová komora

- 4) Model byl vyjmut z formy a přemístěn do trouby, aby se vytavil vosk, opět asi na 60 °C na 6 hodin.
- 5) Manuálně nejsložitějším krokem při výrobě modelu bylo vydrolení pískového modelu. Při pomalém vytavování se vosk vsakoval do písku a to částečně omezilo rozpustnost pískového modelu ve vodě. Na vydrolení bylo zapotřebí horké vody pod vysokým tlakem.

### 2.3.2 Tvrdost silikonu Essil 291

Pro stanovení skutečných vlastností použitého silikonu byla změřena jeho tvrdost na digitálním tvrdoměru HT-6510 A dle norem DIN 53505, ASTM D2240, ISO 7619, JIS K7215. Odchylka měření je výrobcem udaná jako  $<1\%$  z naměřené hodnoty.

Výrobcem uvedená tvrdost po 12 hodinovém vytvrzení při  $23\text{ }^{\circ}\text{C}$  podle ISO 868-85 je Shore A 38.



**Obr. 2.9** Digitální tvrdoměr HT-6510 A

Na vzorku  $150 \times 100\text{ mm}$  bylo změřeno 10 hodnot. Hodnoty jsou uvedeny v Tab.2.6.

č. měření	naměřené hodnoty	č. měření	naměřené hodnoty
1	42,2	6	41,4
2	41,8	7	42,2
3	39,6	8	39,6
4	42,3	9	39,4
5	42,1	10	41,6
<b>Shore A</b>	<b>41,24</b>		

**Tab. 2.6** Měření tvrdosti Shore A

Tvrdost byla měřena 1 měsíc po vytvrnutí a naměřená tvrdost byla o  $8\%$  vyšší než hodnota uvedená výrobcem. To může být způsobeno pozdějším měřením.

### 2.3.3 Experimentální zjištění tahové síly

Pro experiment byl zvolen pacient s výrazným vinutím stehenních tepen, pacient, který byl vybrán jako limitní případ pro operaci endovaskulární metodou. Cílem však bylo zjistit tahové síly v krajních podmínkách. Při pokusu na pravé tepně stehenní však bylo

zjištěno, že není možné zavaděč zavést, proto pro pokus zbyla už jen levá tepna, u které bylo vinutí výrazně pozvolnější.

Ve skutečnosti je fixován pusher a stahováno je pouzdro. V experimentu na silikonovém modelu to nebylo možné, jelikož tření mezi silikonem a pouzdem by bylo neúměrně velké oproti tření mezi pouzdem a tepnou. Tudíž bylo přistoupeno k opačnému postupu. Pouzdro bylo zafixováno v pevné poloze a vytahována byla vnitřní část zavaděče. Toto zjednodušení však mělo vliv na výsledné naměřené síly. Odpor proti vytažení není způsoben jen třením mezi vnější a vnitřní částí zavaděče, ale i odporem proti deformaci posouvající se části. Tento odpor je u posuvu pusheru vyšší, než u posuvu pouzdra. V příloze 1 je pomocí numerického modelu zjištěn rozdíl naměřených sil na silikonovém modelu vůči skutečným silám.

Dále je nutno mít na vědomí, že se jedná o extrémní případ geometrie tepny a zjednodušený silikonový model, kde simulované okolí tepny je výrazně méně poddajné než skutečné uložení tepny v lidském těle. Proto lze předpokládat, že naměřené hodnoty budou vyšší než síly vyskytující se v reálu.

Měření bylo prováděno přístrojem Digital force gauge LT Lutron FG-20KG.



**Obr. 2.10** Digitální siloměr LT Lutron FG-20KG

Experiment byl proveden pro dva případy popsané v oddílech 6.3.1 a 6.3.2.

### **S fyziologickým roztokem**

Při operaci se veškeré části zavaděče pečlivě namáčejí, či potírají fyziologickým roztokem, aby se snížilo tření a tudíž i odpor při zavádění. Opět byl pro experiment použit 0,9% roztok chloridu sodného (NaCl) od firmy Braun. Maximální síla, které bylo dosaženo při tomto experimentu byla 70 [N].

### Bez fyziologického roztoku

Pro představu o krajních hodnotách sil byl experiment proveden i bez použití fyziologického roztoku. Tady síla vzrostla až na 104 [N]. To je opravdu vysoká hodnota, uvážíme-li, jak důležité při operaci je, aby ruka operátéra byla klidná a přesná.

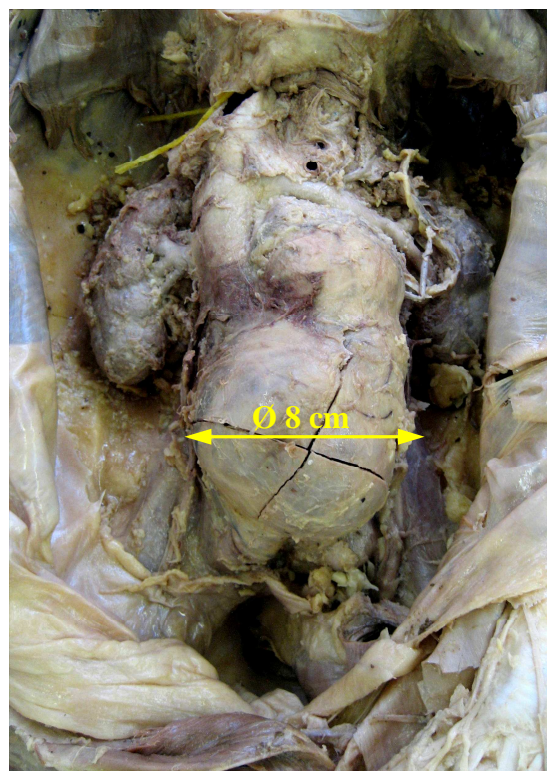
## 2.4 Experimenty na lidském těle

Byl proveden i pokus na lidském kadaveru v anatomické pitevně lékařské fakulty v Hradci Králové. Bohužel se nepodařilo naměřit žádné použitelné hodnoty sil, jelikož se ukázalo, že v tepnách byly krevní sraženiny, které způsobily neprůchodnost tepen.

MUDr. Petr Hájek, Ph.D. připravil pro porovnání dvě těla, tělo ženy středního věku se zdravou břišní aortou a tělo staršího muže s velkou výdutí břišní aorty. Aneurysma mělo v průměru cca. 8 [cm], ale nebylo příčinou smrti tohoto pacienta, výduť nebyla rupturovaná. Těla byla vypreparována tak, že byla vidět část abdominální aorty a větvení do tepen stehenních (Obr. 2.11, 2.12).



Obr. 2.11 Zdravá břišní aorta



Obr. 2.12 Břišní aorta s výdutí

Dále byl vypreparován přístup k femorální artérii v tříse. Byl proveden řez, aby bylo možné zavaděč zavést, ale bohužel, jak již bylo výše zmíněno, v artériích obou pacientů byly krevní sraženiny, které znemožnily měření.

Další pokus byl proveden na pitevně v Besanconu (Francie) Ing. Lukášem Čapkem, Ph.D.. Zde už se nejednalo o anatomickou pitvu, tudíž v tepnách nebyly krevní sraženiny a zavaděč se podařilo zavést celý. Bohužel nebylo možné pořídit rentgenový snímek a z toho důvodu se změřená síla dá jen těžko porovnat s experimentem provedeném na silikonovém modelu, protože není známa geometrie a intenzita vinutí tepny stehenní. Pro vytažení pusheru v tomto případě byla potřebná síla 21 [N].

## Kapitola 3

### Numerický výpočet

#### 3.1 Modelování v programu MSC. Marc <sup>[14]</sup>

MSC. Marc od firmy MSC. Software je programový systém založený na metodě konečných prvků a je určen pro řešení rozsáhlých lineárních a nelineárních (fyzikálně i geometricky), strukturálních, teplotních, teplotně-mechanických, elektromagnetických a akustických úloh [8].

##### 3.1.1 Nelineární úlohy

Nelineární analýza je obvykle složitější a časově náročnější než lineární analýzy. Také nemůže být nikdy formulována jako soubor lineárních rovnic. Obecně platí, že řešení nelineárních problémů vždy vyžaduje dílčí řešení a někdy vyžaduje i iterace v rámci každého zátěžového přírůstku za čas, aby byla zajištěna rovnováha na konci každého kroku. V nelineárních problémech nelze použít princip superpozice.

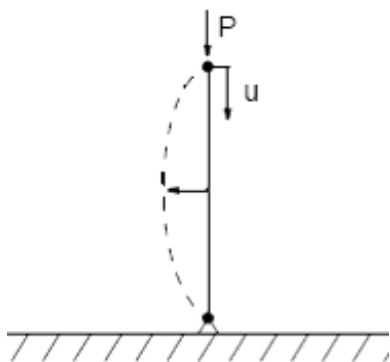
Nelineární problém nemá vždy jednoznačné řešení. Někdy nemá žádné řešení, i když se může zdát, že je problém zadán správně. Nelineární analýza vyžaduje dobrý úsudek výpočtáře. Často je zapotřebí výpočet spustit několikrát. První běh by měl vytěžit maximum informací s minimálním výpočetním časem. Při dalším zpuštění úlohy je možno zjemňovat síť, měnit lineární materiál za nelineární atd..

Existují tři zdroje nelinearity: materiál, geometrie a nelineární okrajové podmínky. Materiálová nelinearita vyplývá z nelineárního vztahu mezi napětím a deformací. Kamenem úrazu v matematickém modelování chování materiálu bývají obtíže při získávání experimentálních dat. Existuje hodně modelů běžně dostupných

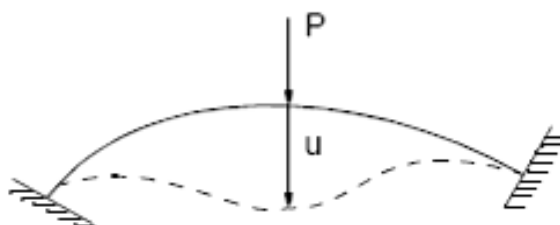
materiálů, jako jsou elastomery a kovy. Ostatní materiálové modely, které mají značný praktický význam, jsou: kompozity, tečení, zeminy, beton, prášky a pěny.

Geometrická nelinearita vyplývá z nelineárního vztahu mezi napětím a posunutím na jedné straně a na druhé straně nelineárním vztahem mezi napětím a silami. Dochází k dvěma důležitým typům geometrické nelinearity:

- (a) problém vzpěru a „promáčknutí“ (Obr. 3.1, 3.2)
- (b) problémy velkého napětí, jako je výroba, havárie a náraz. V takových případech je matematické dělení na geometrické a materiálové nelinearity nespécifické.



Obr. 3.1 Vzpěr [14]



Obr. 3.2 Promáčknutí [14]

Okrajové podmínky nebo zatížení může také způsobit nelinearity. Kontakt a tření vedou k nelineárním okrajovým podmínkám. Tento typ nelinearity se projevuje v několika reálných životních situacích jako například u tváření kovů, ozubených kol a haváriích. Zatížení struktury způsobuje nelinearity, pokud se mění spolu s posunutím struktury.

## Kontaktní úlohy

O kontaktní úlohu se jedná, existuje-li v modelu jedno či více těles, nebo ploch, které mohou, ale nemusí přijít do kontaktu sami se sebou nebo s jiným subjektem. Kontaktní úlohy mohou být rovinné nebo prostorové. Některé subjekty mohou být pružné, jiné tuhé. Kontaktní úlohy jsou vysoce nelineární a jsou tudíž velmi náročné na zkušenosti výpočtáře, ale i softwarové a hardwarové vybavení. Nelinearita vyplývá z iteračního algoritmu kontaktní úlohy a ze zahrnutého modelu tření.

Pružné a tuhé plochy: Pružný povrch je jednoduše definován souborem prvků. Když uzel jiného, či téhož subjektu (v případě kontaktu v rámci jednoho tělesa) přijde do kontaktu s pružným tělesem, jsou získány informace o kontaktním tělese. To je založeno na souřadnicích uzlů, nebo na souřadnicích normály k „spline“.

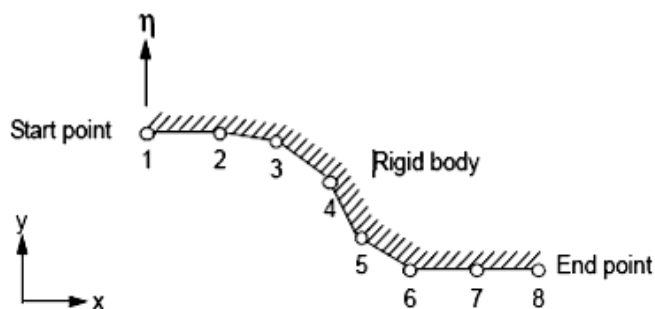
Tuhý předmět se nemůže zdeformovat. Používají se dva modely pro popis geometrie tuhého profilu:

(a) označováno jako po částech lineární náhrada (PWL). Zde je profil definován sety geometrických dat, které mohou být tvořeny přímkami, oblouky, „spline“ atd.. Tyto sety musí být definovány ve správném pořadí kolem tělesa, které určují, ale nemusejí být uzavřeny.

(b) analytický. Zde je geometrický profil definován předepisováním 2-D NURBS (neuniformní racionální B-spline) křivek, 3-D NURBS ploch, nebo přesným kvadratickým popisem. Pomocí této metody je povrch rozdělen do úsečků, nebo záplat, což se používá pro vizualizaci, nebo pro vyhledávací algoritmus. Kontaktní podmínka je založena na skutečné geometrii povrchu. Tato metoda je přesnější pro zakřivené plochy, a většinou zvýší i počet iterací, obzvláště pokud je uvažováno i tření.

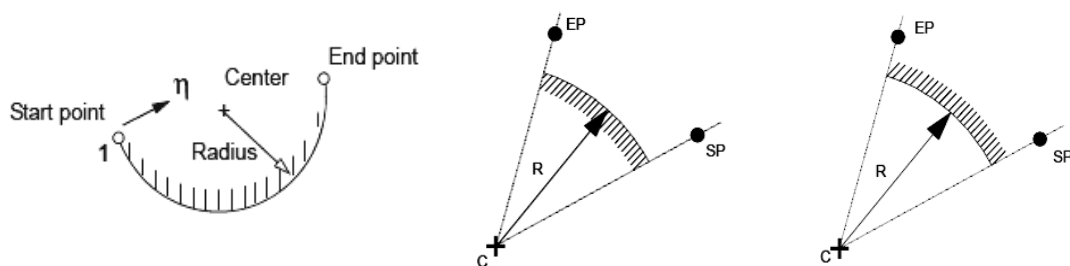
Pohyb povrchů: Pružné povrchy se mohou pohybovat buď kontaktem s jinými povrchy, nebo uplatněním posuvných okrajových podmínek, nebo zatížením.

2-D tuhé plochy: Ve 2-D úlohách mohou pevné plochy být složeny z jakéhokoli z následujících geometrických prvků, nebo jejich kombinací: přímkové segmenty (Obr.3.3), kruhové oblouky (Obr.3.4) a „spline“. Normálový vektor všech těchto geometrických entit směřuje dovnitř do tuhého tělesa. Směr normálového vektoru je určen směrem geometrické entity dodržením pravidla pravé ruky. Je třeba dbát na zadávání souřadnic ( $x$ ,  $y$ ) ve správném pořadí.



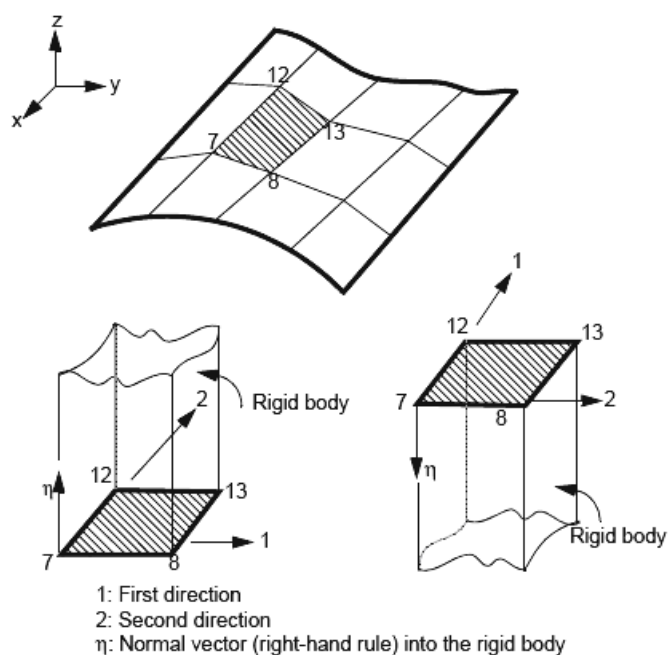
Obr. 3.3 Přímkový segment [14]





Obr. 3.4 Segment kruhového oblouku [14]

3-D tuhé plochy: V prostorových úlohách jsou pevné plochy tvořeny některým, nebo kombinací těchto 3-D plošných subjektů: rotační plocha, Bezierova plocha, čtyřuzlová záplata, NURB, válec, koule, atd.. Protože většina z těchto ploch může být snadno a plnohodnotně nahrazena čtyřuzlovými záplatami, je to velice často používaný subjekt.



Obr. 3.5 Čtyřuzlová záplata [14]

Selektivní styčné plochy: U rovinných i prostorových kontaktních úloh, je kontakt vždy zjištěn mezi uzly na povrchu pružného tělesa a geometrickým profilem jiného povrchu. Existují dva modely pořadí, ve kterém uzel zjišťuje kontakt s jinými subjekty:

(a) jednostranný kontakt: ve výchozím nastavení je, že uzly na tělese s nižším číslem mohou přijít do styku s povrchem se stejným, nebo vyšším číslem. Například, hraniční uzly tělesa s číslem 1 jsou kontrolovány proti povrchům profilů těles s čísly 1, 2, 3 a vyššími. Hraniční uzly tělesa s číslem 2 jsou však kontrolovány pouze proti profilům povrchu těles s čísly 2, 3 a vyššími. Proto se vzhledem k diskretizaci povrchů může stát, že těleso 2 pronikne tělesem 1. Tomu se dá zamezit nastavením pořadí kontaktní kontroly pomocí funkce *contact table*.

(b) oboustranný kontakt: tento model je nastaven defaultně. Oboustranný kontakt kontroluje kontakt vždy dvou ploch vzájemně, tudíž nemůže dojít k průniku těles.

Funkce *contact table* umožňuje nastavení těles, které do kontaktu přijdou a vyloučení možných páru, které se nesetkají, tím se urychlí výpočet. Toto by se nemělo opomenout u náročných úloh.

### 3.1.2 Volba prvků

MSC. Marc obsahuje rozsáhlou knihovnu prvků, která umožňuje modelovat různé druhy jedno-, dvou- a třídimenzionálních struktur, jako jsou rovinné napětí a rovinné přetvoření, osově symetrické struktury, plně trojrozměrná tělesa a skořepiny. Skoro všechny prvky je možno použít pro lineární i nelineární úlohy.

MSC. Marc definuje všechny prvky kontinua v globálním souřadném systému. Prvky nosníku, desky, a skořepiny jsou definovány v lokálním souřadném systému. Rozložené zatížení může být aplikováno na hrany prvku, přes plochy elementu, nebo na objem elementu. MSC. Marc automaticky vyhodnotí uzlové síly pomocí numerické integrace.

Na druh prvku má vliv pět hlavních domén:

1) Základních jedenáct prvků, které MSC. Marc používá pro modelování:

- |                     |                               |
|---------------------|-------------------------------|
| - prut              | - rovinná deformace           |
| - membrána          | - zobecněná rovinná deformace |
| - paprsek           | - osová symetrie              |
| - deska             | - 3-D                         |
| - skořepina         | - speciální                   |
| - rovinná napjatost |                               |

2) Pět typů interpolace (tvaru) funkce použitých v prvku:

- lineární
- kvadratická
- kubická
- Hermitiovska
- speciální

Interpolační funkce se používá k popisu posunu libovolného bodu tělesa

$$u_i(x) = N_i(x)\bar{u}_i. \quad (3.1)$$

Kde  $u(x)$  je posunutí v  $x$ ,  $N$  jsou interpolace (tvaru) funkcí, a  $\bar{u}$  jsou zobecněné uzlové posuny.

Tenzor inženýrské (smluvní) deformace je

$$\varepsilon_{ij}(x) = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i(x)}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j(x)}{\partial x_i} \right). \quad (3.2)$$

Po dosazení

$$\varepsilon_{ij}(x) = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial N_i(x)\bar{u}_i}{\partial x_j} + \frac{\partial N_j(x)\bar{u}_j}{\partial x_i} \right) = \beta_{ij}\bar{u}_i. \quad (3.3)$$

Proto

$$\beta_{ij} = \frac{\partial N_i}{\partial x_j}. \quad (3.4)$$

3) Počet uzlů v daném prvku.

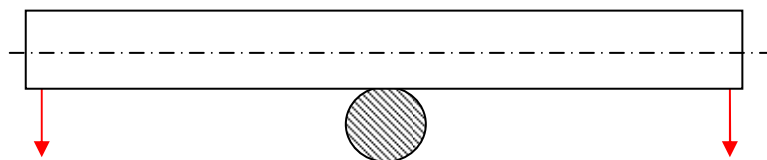
4) Počet stupňů volnosti každého uzlu a typ stupňů volnosti.

5) Integrační metody použité k určení matice tuhosti. MSC. Marc obsahuje prvky, které využívají plnou a redukovanou integraci.

## 3.2 Zjištění přitlačné síly pomocí MSC. Marc

Cílem počáteční počítačové simulace v softwaru MSC. Marc bylo zjistit přitlačnou sílu, kterou je svírán pusher pouzdem. Sevržení je způsobeno ohybem zavaděče a zborcením vnější části zavaděče.

Bylo nutno přistoupit k zjednodušení modelu, aby vlastnosti modelu nepřesahovali výpočetní a paměťovou kapacitu použitého počítače. Pro modelování byl určen 70 [mm] úsek reálného zavaděče a ten byl ohnut přes trn o průměru 18 [mm] (Obr.3.6).



Obr. 3.6 Schéma modelu

### 3.2.1 Volba prvků pro poddajná tělesa

Prvky bylo třeba volit s ohledem na typ úlohy. Zde se jednalo o úlohu nelineární, kontaktní s použitím nelineárního modelu materiálu.

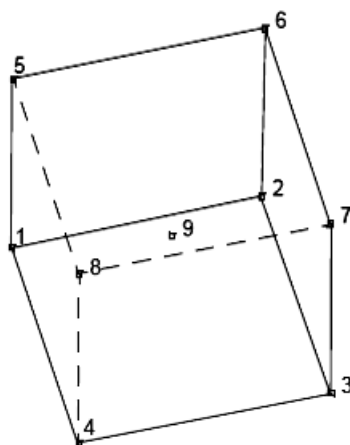
Pro pusher a pouzdro byly zvoleny prvky Hermannovské s označením *Element 84* (*Three-dimensional Arbitrarily Distorted Brick, Herrmann Formulation*) (Obr.3.7). Jedná se o osmi-uzlový, isoparametrický prvek s dodatečným devátým uzlem pro tlak. Tlak se předpokládá konstantní v celém elementu. Prvek je založen na následujícím předpokladu posuvů a mapování do krychle v prostoru  $g-h-r$ :

$$x = a_0 + a_1g + a_2h + a_3r + a_4gh + a_5hr + a_6gr + a_7ghr$$

$$u = b_0 + b_1g + b_2h + b_3r + b_4gh + b_5hr + b_6gr + b_7ghr$$

Dvacet čtyři zobecněných výchylek je vyjádřeno v posunech  $u-v-w$  (v globálních souřadnicích) na osmi rozích zkřivené kostky. Tuhost prvku je definována pomocí numerické integrace osmi bodů definované v prostoru  $g-h-r$ .

Nejdříve bylo zvažováno použití prvku typu shell pro pouzdro, ale při spuštění simulace se ukázaly problémy, které nakonec byly vyřešeny použitím prvků solid pro obě dvě nekovové části zavaděče.

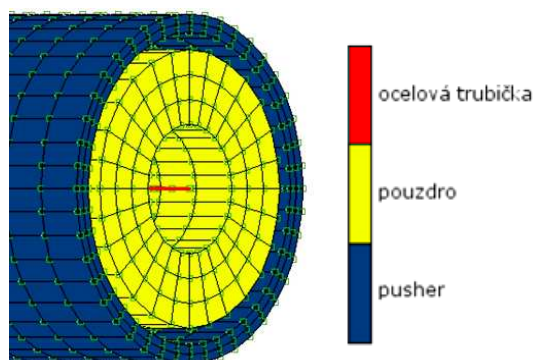


Obr. 3.7 Prvek typu 84 [14]



Obr. 3.8 Prvek typu 78 [14]

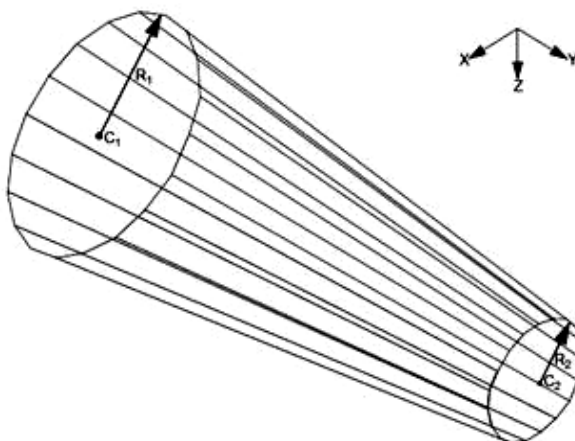
Pro ocelovou trubičku byly zvoleny prvky s označením *Element 78 (Thin-walled Beam in Three Dimensions without Warping)* (Obr.3.8). Jedná se o přímý paprskový prvek, vhodný pro úlohy s velkým posunutím. Má šest stupňů volnosti v každém uzlu: tři globální posuvy a tři globální rotace. Tyto prvky jsou na paměť počítače a výpočetní čas méně náročné než prvky typu solid, či shell. A jelikož bodem zájmu této práce nebylo zjistit průběh napětí v ocelové trubičce, ale trubičky bylo potřeba jen pro výztuž vnitřní části zavaděče, nebylo třeba ji modelovat detailněji.



Obr. 3.9 Identifikace použitých prvků v modelu

### 3.2.2 Geometrie tuhého trnu

Pro vytvoření tuhého trnu bylo použito plochy typu válec s označením *ITYPE 10* (Obr.3.10). Válec je definován souřadnicemi  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , středu  $C_1$  a poloměrem  $R_1$  a souřadnicemi  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , středu  $C_2$  a poloměrem  $R_2$ . Přičemž v tomto případě jsou poloměry  $R_1$  a  $R_2$  shodné.



Obr. 3.10 Válcová plocha ITYPE 10 [14]

### 3.2.3 Zadání materiálů

Pro ocelovou trubičku byl materiál zadán materiálovými konstantami pro ocel: Youngův modul pružnosti v tahu  $E = 2,1 \cdot 10^{11}$  [Pa], Poissonova konstanta  $\nu = 0,3$  [-]. Tímto zadáním došlo k výraznému zjednodušení úlohy, jelikož je průběh závislosti *napětí – poměrná deformace* ( $R$ - $\varepsilon$ ) považován v celém rozsahu za lineární. Veškeré deformace, které v ocelové trubičce vzniknou budou považovány za elastické, což neodpovídá skutečnosti. Při ohybu, který vznikne zadáním posuvných okrajových podmínek se dá předpokládat, že dojde k prolomení tenkostěnné ocelové trubičky, tedy deformacím trvalým.

U zadávání materiálů vnitřní a vnější části zavaděče bylo přistoupeno ke zjednodušení, že veškeré deformace v celém rozsahu napětí jsou považovány za elastické. Průběh závislosti  $R$ - $\varepsilon$  byl zadán pomocí tabulky. Data z Grafů 1 a 2 (kapitola 2.1.2, 2.1.3), ve kterých je zobrazena závislost *síla – prodloužení*, byla pomocí vztahů

$$R = \frac{F}{S_0} \quad \text{a} \quad \varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad , \quad (3.5, 3.6)$$

kde  $S_0$  je počáteční průřez a  $l_0$  je počáteční délka vzorku, přepočítaná na závislost  $R$ - $\varepsilon$ . Za materiálový model byl zvolen Ogden. Jedná se o model hyperelastického materiálu.

Používá se k popisu nelineárního průběhu závislosti *napětí-deformace* komplexních materiálů jako jsou pryže, polymery a biologické tkáně. Model Ogden, stejně jako ostatní modely hyperelastických materiálů, předpokládá, že chování materiálu lze popsat pomocí funkce hustoty deformační energie. Tyto materiály lze obecně považovat za izotropní, nestlačitelné a nezávislé na rychlosti přetvoření.

Experimentální data jsou do softwaru MSC. Marc načítány pomocí tabulky. Následně se pomocí funkce *data fit* vybere materiálový model. U Ogdena se pomocí počtu určujících parametrů (*number of terms*) dá měnit průběh nahrazující křivky. Tento počet byl určen pokusem. Postupně byl počet parametrů zvyšován, dokud průběh nahrazující křivky nebyl považován za dostatečně odpovídající.

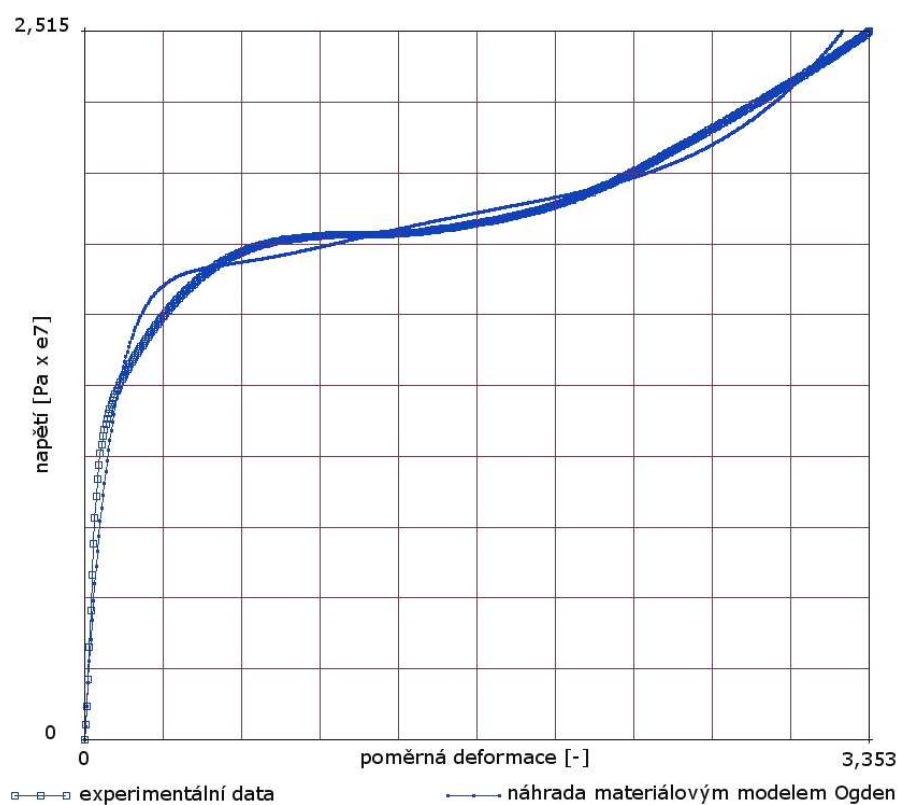
V Tab.3.1 je uveden použitý počet určujících parametrů pro jednotlivé materiály.

:

Materiál	PTFE	HDPE	Orgalloy
Počet určujících bodů	4	2	3

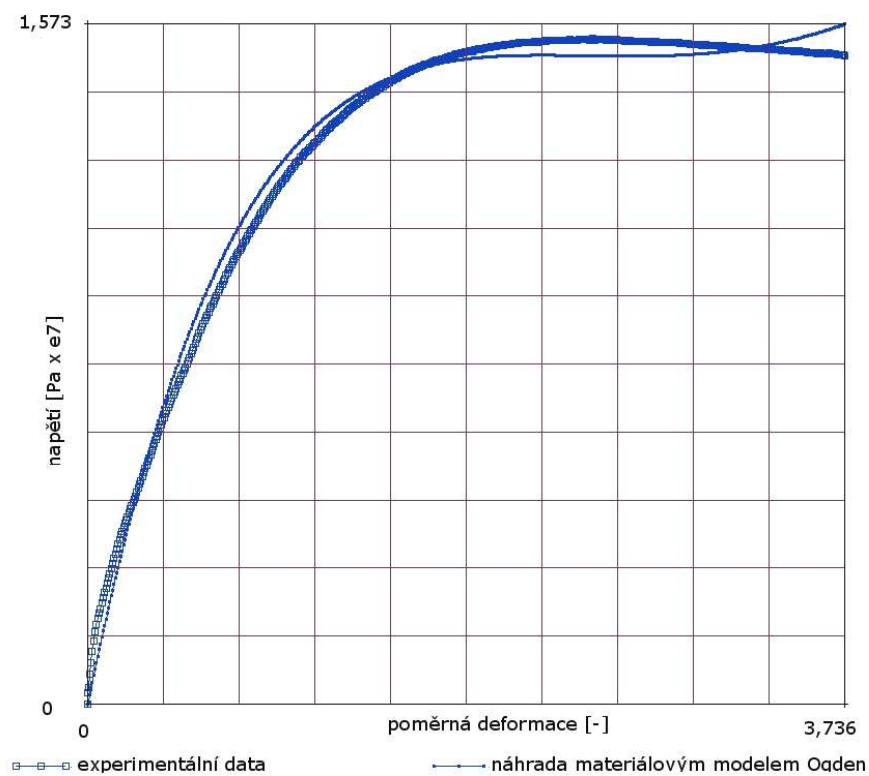
**Tab. 3.1** Použitý počet určujících parametrů pro jednotlivé materiály

### Náhrada experimentálních dat materiálovým modelem Ogden pro PTFE



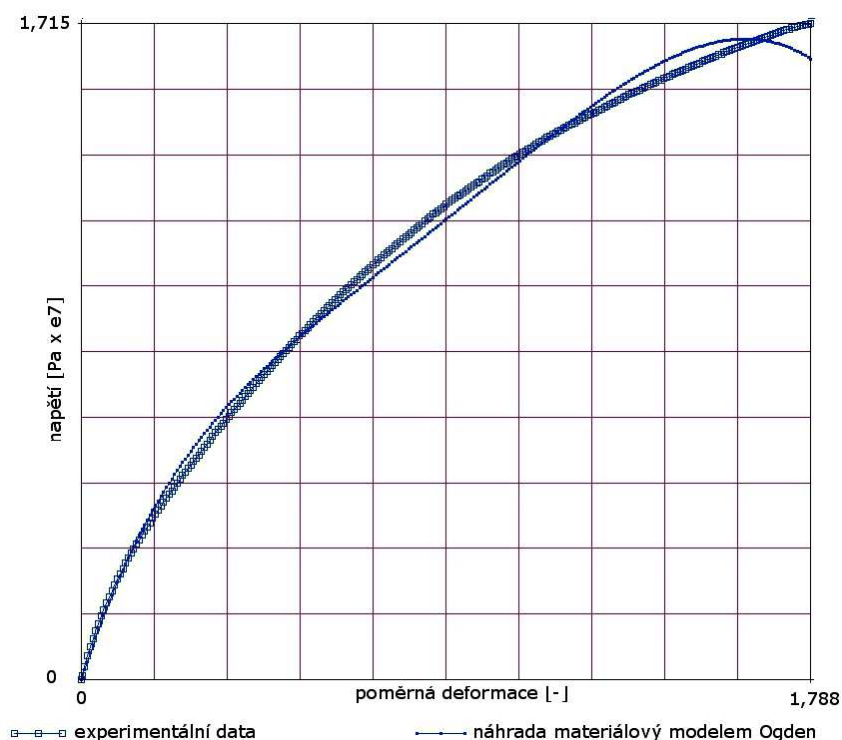
Graf 3.1 Experimentální data a materiálový model Ogden pro PTFE

### Náhrada experimentálních dat materiálovým modelem Ogden pro HDPE



Graf 3.2 Experimentální data a materiálový model Ogden pro HDPE

## Náhrada experimentálních dat materiálovým modelem Ogden pro Orgalloy



Graf 3.3 Experimentální data a materiálový model Ogden pro Orgalloy

## 3.2.4 Nadeřinování okrajových podmínek

Každý samostatný díl musí být zafixován alespoň v jednom uzlu ve všech směrech ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ). Tato okrajová podmínka byla zadána ve všech dílech zavaděče k jednomu uzlu a to k uzlu ležícímu pod středem trnu na vnější straně trubky. Kdyby bylo zadáno více uzlů v rámci jednoho dílu, zabránilo by to deformaci a výsledky by byly zkreslené.

Na oba konce byl zadán posuv o hodnotě 26 [mm] a to opět na všechny díly zavaděče. Uzly se zadanými okrajovými podmínkami jsou zobrazeny na Obr.3.11, 3.12. Celý model je vidět na Obr.3.13.

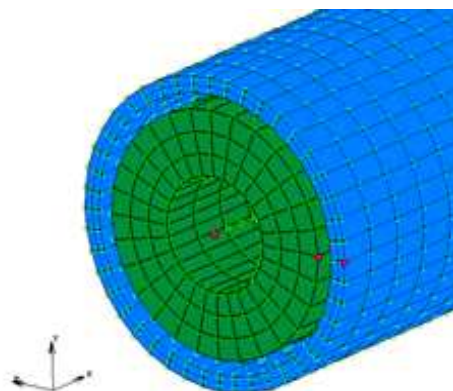
Kontakt byl nadeřinován pomocí *contact table* (Tab.3.2) mezi členy, u kterých byl předpokládán vzájemný dotyk. Tření v této úloze bylo zanedbáno.

	pouzdro	pusher	oc. trubička	trn
pouzdro		x		x
pusher	x		x	
oc. trubička		x		

Tab. 3.2 Tabulka kontaktů

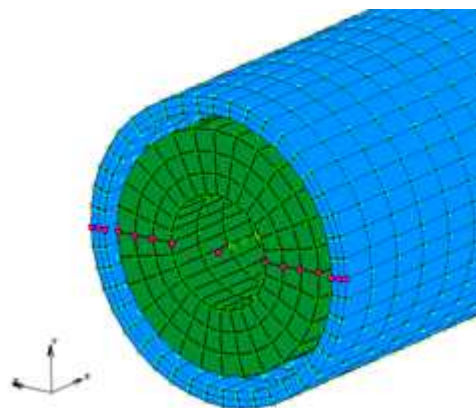


Řez středem zavaděče

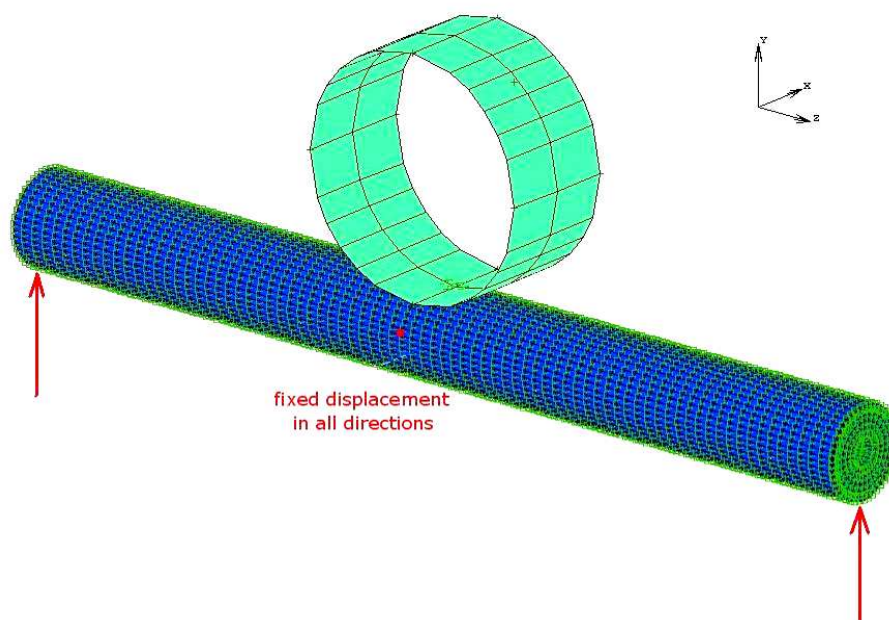


Obr. 3.11 Uzly se zamezeným posuvem

Levý okraj zavaděče



Obr. 3.12 Uzly se zadaným posuvem



Obr. 3.13 Model v MSC. Marc se zadanými okrajovými podmínkami

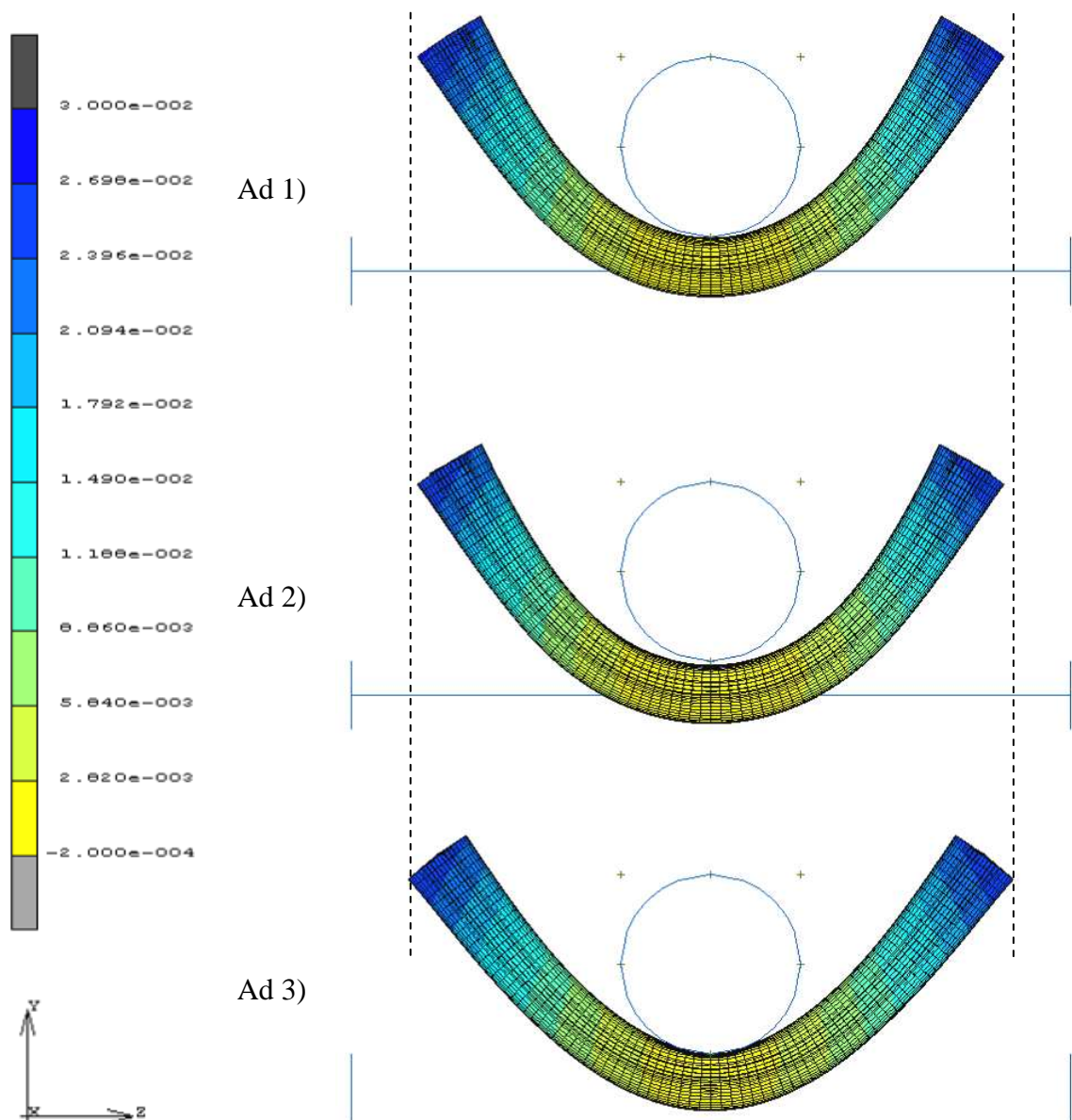
### 3.2.5 Výsledky

Po nadefinování veškerých okrajových podmínek byl spuštěn výpočet. Cílem úlohy bylo zjistit napětí v pusheru a pouzdře zavaděče a kontaktní síly v místech dotyků mezi komponenty. Výpočet byl proveden pro tři různé případy:

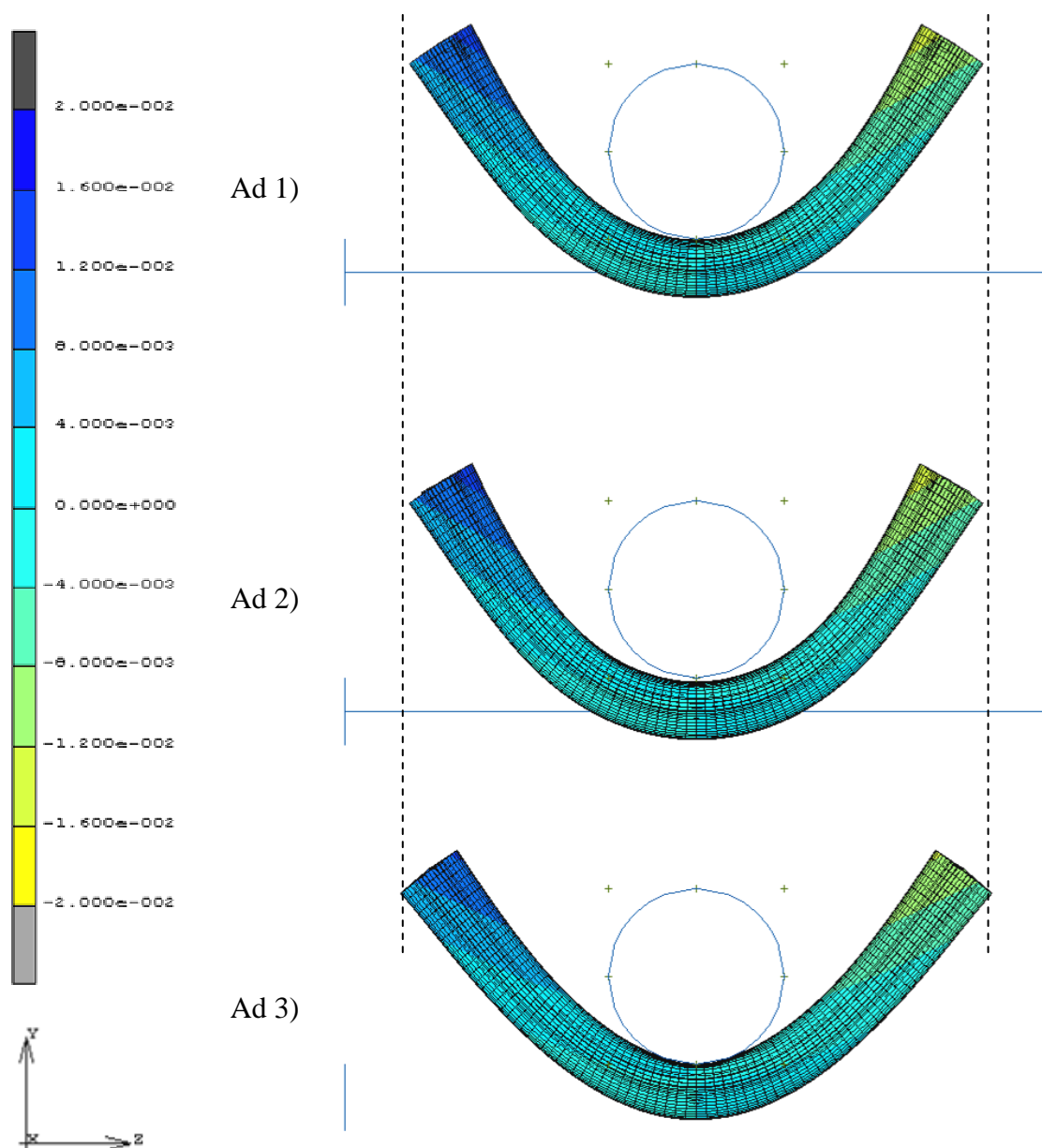
- 1) použití materiálu HDPE na pusher
- 2) použití materiálu Orgalloy na pusher
- 3) pro představu co v úloze způsobuje ocelová trubička: použití materiálu HDPE na pusher, ale bez výztuže ocelovou trubičkou.

## Posuv

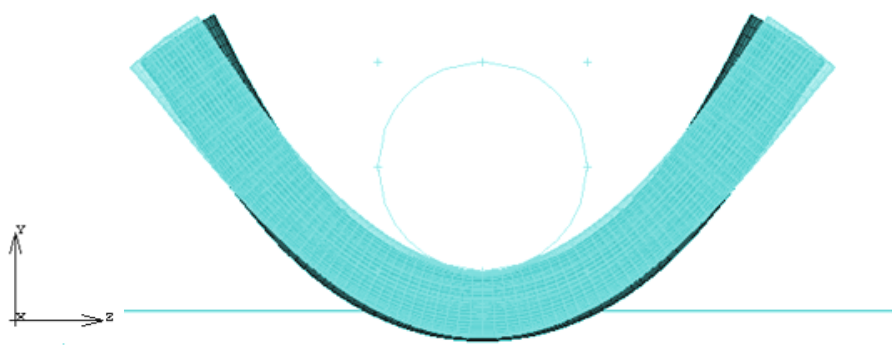
Na Obr.3.14 a 3.15 jsou znázorněny posuvy ve směru os  $y$  a  $z$  v [m], pro přehlednost byl vytvořen ještě Obr.3.16, ve kterém jsou v zákrytu deformované modely zavaděče 1) a 3). Z Obrázků je názorné, že deformace zavaděčů 1) a 2) jsou téměř stejné. Zavaděč bez vyztužení ocelovou trubičkou se deformuje trochu jinak, zavaděč se ohýbá do ostřejšího úhlu, na rozdíl od vyztužených zavaděčů, které se ohýbají téměř do rádius. Je vidět, že ocelová trubička napomáhá nekovovým částem zavaděče si udržet co nejprímější tvar.



**Obr. 3.14** Posuv ve směru osy  $y$



**Obr. 3.15** Posuv ve směru osy z

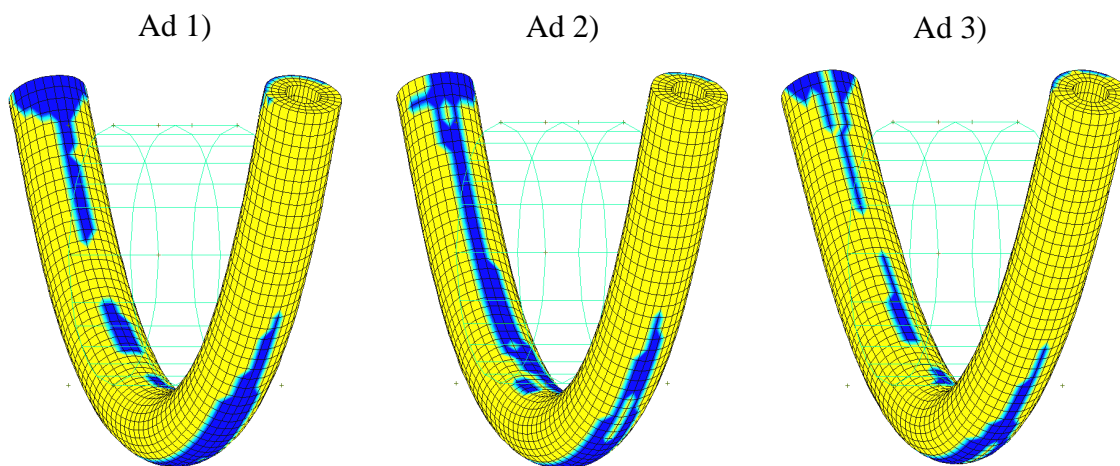


**Obr. 3.16** Deformace zavaděče s použitím materiálu HDPE s ocelovou trubičkou vs. bez trubičky

## Kontakt

Na Obr.3.17 jsou modrou barvou vykresleny plochy vnitřní části zavaděče, které přišly do kontaktu s pouzdem (tzv. *contact status*) při dosažení konečného zadaného posuvu o hodnotě 26 [mm]. V příloze 2 je zobrazen průběh vzniku kontaktních ploch při ohybu zavaděče od posuvu 0 – 26 [mm].

Kontaktní plochy se liší ve všech třech zadáních.



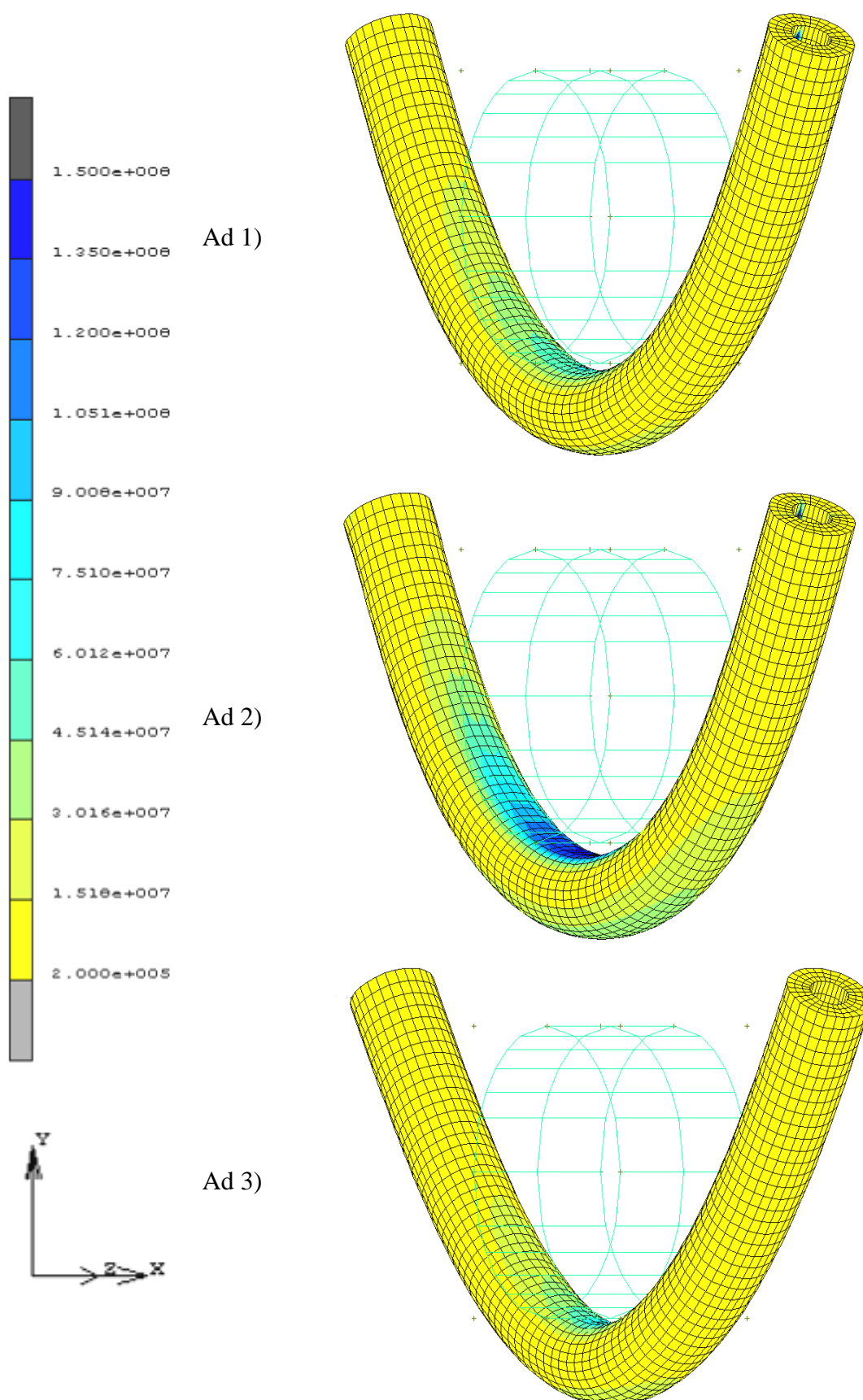
Obr. 3.17 Kontaktní plochy

## Napětí

Na Obr.3.18 a 3.19 jsou znázorněny ekvivalentní Von Mises napětí ve vnitřní a vnější části zavaděče v [Pa].

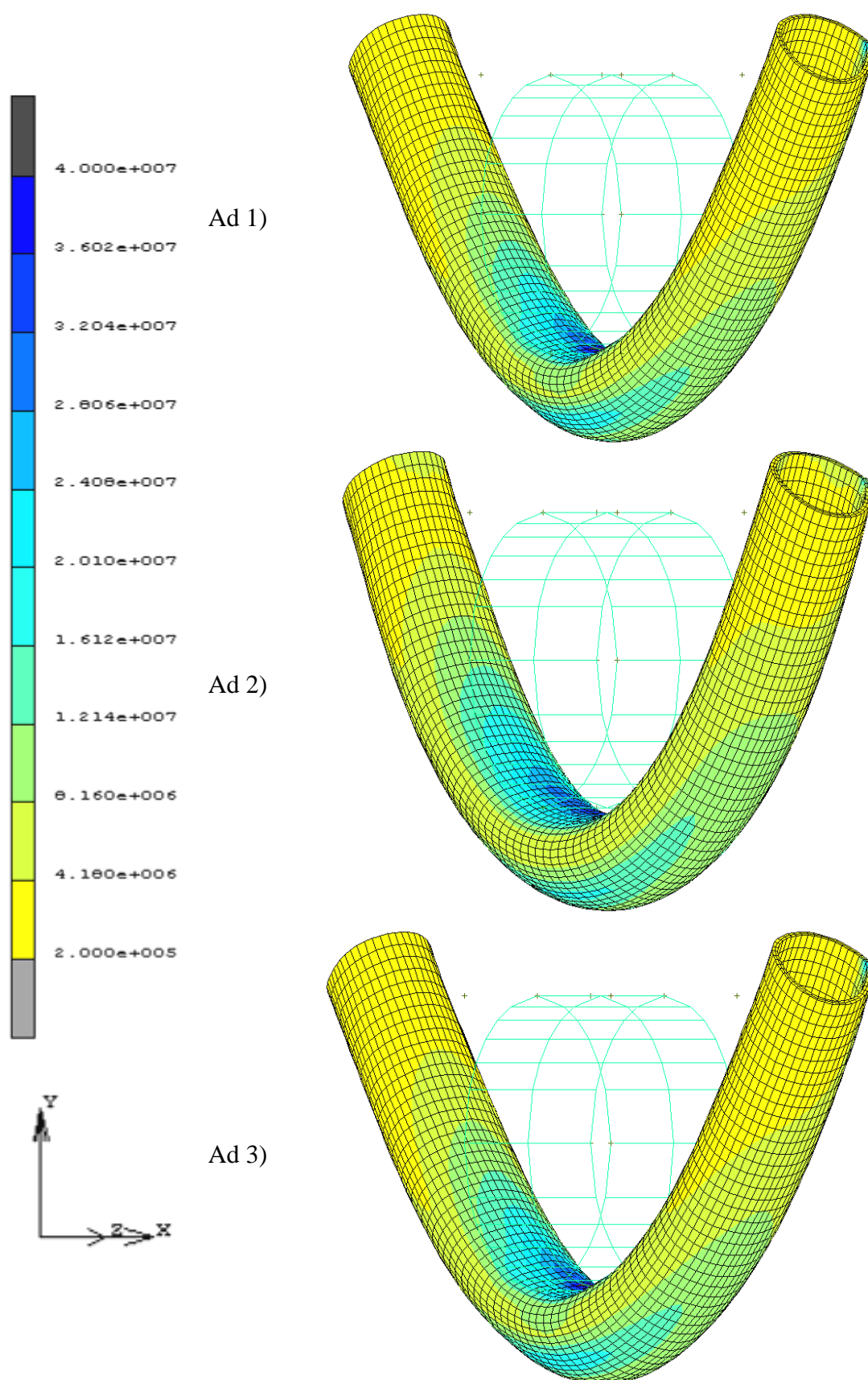
Maximální hodnoty napětí na vnitřní části zavaděče, vyrobeného z materiálu Orgalloy, jsou vyšší než nejvyšší hodnoty u zavaděče s pusherem vyrobeného z HDPE. Napětí na vnější části zavaděče se s jednotlivými materiálovými zadáními téměř neliší.

Na Obr.40 je opět vidět, že ocelová trubička má podstatný vliv na deformaci zavaděče, hlavně tedy na deformaci vnitřní části. Je zřejmé, že napětí na pusheru bez vyztužení ocelovou trubičkou se kumuluje ve středu ohybu a nezasahuje daleko do krajů. Konce pusheru jsou zadaným ohybem téměř nezasazeny. Naopak u nevyztuženého vnitřního zavaděče se napětí rozprostře po větší délce. Ohybem je zasažena podstatně delší část zavaděče. Tento jev u pouzdra není tak zřetelný.



Obr. 3.18 Ekvivalentní von Mises napětí vnitřní části zavaděče

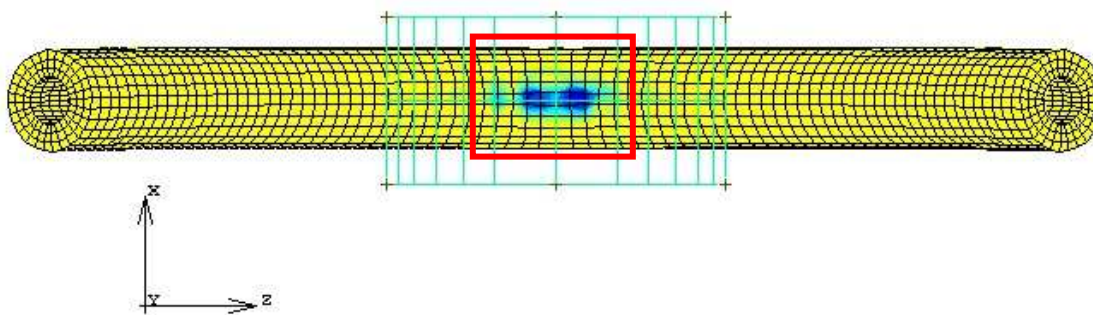




**Obr. 3.19** Ekvivalentní von Mises napětí vnější části zavaděče

## Kontaktní síla

Největší kontaktní síla na vnitřní části zavaděče vzniká u všech materiálových zadání na vnitřní straně ohybu. Nejvyšší hodnoty se objevují u zavaděče bez použití ocelové trubky, to je dáno výše zmíněným odlišným průběhem ohybu.



Obr. 3.20 Umístění nejvyšší kontaktní síly

U obou vyztužených zavaděčů je maximální kontaktní síla 1,1 [N]. U nevyztuženého zavaděče je nejvyšší síla 4,5 [N]. Další a výrazně vyšší tlaková síla vzniká od sevření zavaděče tepnou.

## 3.3 Zjištění tahové síly pomocí MSC. Marc

Cílem simulace v softwaru MSC. Marc bylo zjistit tahovou sílu, kterou musí operátor vykonat, aby uvolnil SG. Odpor proti stažení pouzdra je způsoben pěti faktory: třením mezi pusherem a pouzdrém, třením mezi pouzdrém a stěnou tepny, sevřením zavaděče tepnou, odporem proti deformaci stahovaného pouzdra a interakcí mezi posedem a SG.

V konečnoprvkovém modelu bylo uvaženo pouze tření mezi vnitřní a vnější částí zavaděče a odpor proti deformaci pouzdra.

### 3.3.1 Zadání úlohy

Jako výchozí model pro úlohu byl použit výsledný stav po deformaci z úlohy předchozí a to tak, že se při zobrazení výsledků posledního kroku, úlohy ke zjištění přítláčné síly pomocí MSC. Marc, použilo funkce *rezone mesh* a výsledný stav se uložil pod novým jménem souboru. V nově vzniklém souboru bylo nutno znovu definovat geometrii a materiály, obojí bylo použito stejně jako v předchozí úloze. Pro zjednodušení úlohy

byly z modelu odstraněny trn a ocelová trubička, jelikož na následující výpočet neměly vliv.

Získání potřebné tahové síly vychází z úvahy, že napětí vzniklé odporem proti stažení pouzdra v zavaděči zůstává, pokud trvá podmínka posuvu.

### Nadefinování okrajových podmínek

Byl definován posuv 5 [mm] ve dvou krajních uzlech pouzdra. Vnitřní část zavaděče byla zafixována v 10 bodech po celé délce ve všech třech směrech  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , tím, bylo zamezeno veškerému jejímu pohybu.



**Obr. 3.21** Model v MSC. Marc se zadanými okrajovými podmínkami pro vytažení

### 3.3.2 Výsledky

Po nadefinování veškerých okrajových podmínek byl spuštěn výpočet. Cílem bylo zjistit sílu potřebnou ke stažení pouzdra z pusheru. Výpočet byl opět proveden pro tři materiálová zadání:

- 1) použití materiálu HDPE na pusher
- 2) použití materiálu Orgalloy na pusher
- 3) použití materiálu HDPE na pusher, ale bez výztuže ocelovou trubičkou.

Každé z výše uvedených materiálových zadání bylo řešeno pro 2 hodnoty koeficientu tření  $k$ :

- a)  $k = 0,07$
- b)  $k = 0,02$

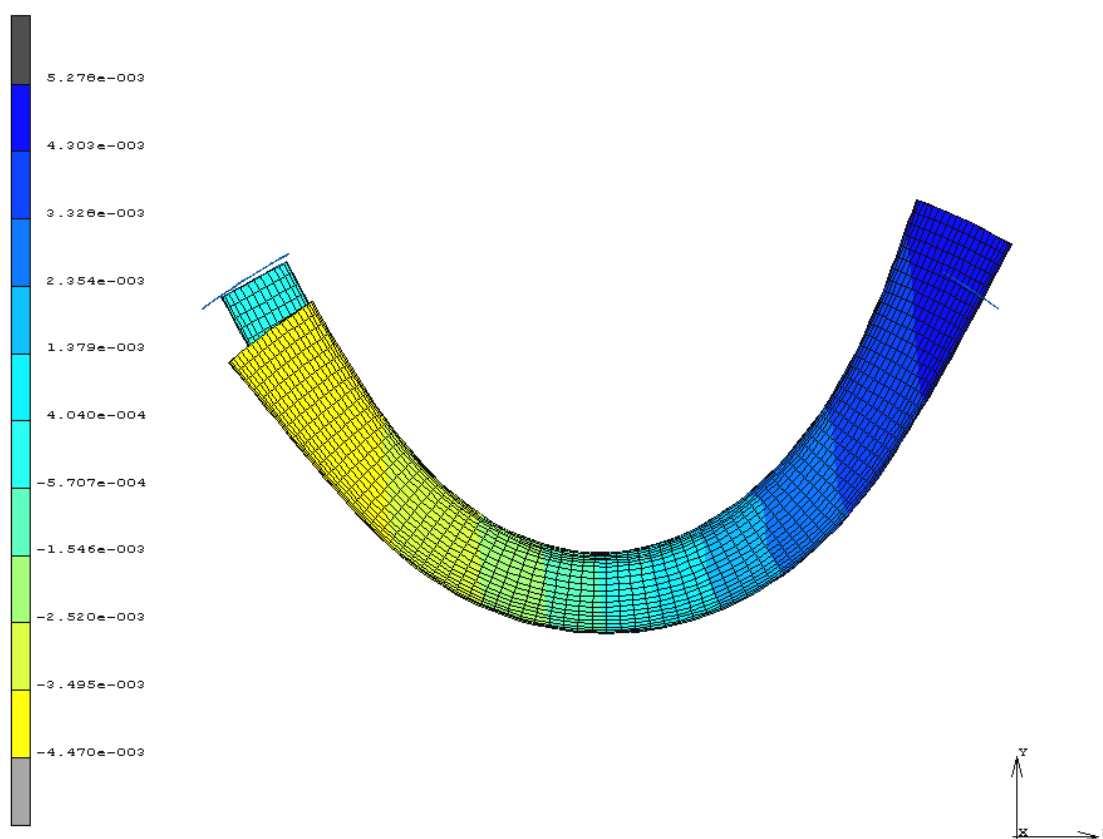
Zvolené hodnoty  $k$  neodpovídají koeficientům tření náležícím hodnotám kontaktních sil, které byly určeny numerickým výpočtem v kapitole 3.2.5, ale jsou



rovny nejnižší a nejvyšší hodnotě  $k$  určené měřením koeficientu tření v kapitole 2.2.3. Tyto hodnoty byly voleny s ohledem na to, že kontaktní síly z numerického výpočtu jsou nižší než v reálném případě a proto, že v konečnoprvkovém modelu není uváženo sevření od tepny.

## Posuv

Na Obr. 3.22 je pro představu o velikosti posuvu zobrazen výsledný posuv ve směru osy  $y$  pro zadání 1a) v [m].



**Obr. 3.22** Výsledná deformace po vytažení pouzdra o 5 mm ve směru osy  $y$

## Potřebná tahová síla

Tahová síla byla určena jako reakční síla v uzlech se zadaným posuvem. Výsledky simulace byly zaneseny do Tab.3.3. V tabulce jsou zapsány hodnoty reakčních sil a jejich součet pro všech šest zadání pro model o délce 70 [mm]. Skutečný zavaděč je však přibližně sedmkrát delší, tedy cca. 500 [mm]. Proto je v tabulce uveden i

sedminásobek hodnoty součtu reakčních sil. Tato hodnota by měla odpovídat síle potřebné pro stažení pouzdra u zavaděče o skutečné délce.

Zadání	Reakční síly [N]	Síla u modelu délky 70 mm [N]	Síla u skutečného zavaděče délky 500 mm [N]
1a	2,228	3,565	<b>24,955</b>
	1,337		
1b	2,228	3,565	<b>24,955</b>
	1,337		
2a	1,043	2,126	<b>14,882</b>
	1,043		
2b	1,385	2,0775	<b>14,5425</b>
	0,6925		
3a	1,93	3,860	<b>27,02</b>
	1,93		
3c	1,93	3,860	<b>27,02</b>
	1,93		

**Tab. 3.3** Hodnoty tahové síly potřebné ke stažení pouzdra

Z výsledků je zřejmé, že zvolené hodnoty  $k$  na výsledky simulace nemají vliv. Je to nejspíš dáno jeho nízkými hodnotami.

## Diskuze výsledků

V této části diplomové práce budou shrnuty výsledky experimentů a numerických výpočtů, budou zde připomenuty použítá zjednodušení a vysvětleno, proč jich bylo užito. Závěrem se mezi sebou jednotlivé výsledky porovnají a vyhodnotí.

Pro získání materiálových dat pro vložení do konečnoprvkového modelu navrženého v softwaru MSC. Marc, byly provedeny tahové zkoušky nekovových částí zavaděče.

Dalším krokem pro zjištění potřebných dat do modelu bylo zjistit hodnoty tření mezi vnitřní a vnější trubicí zavaděče. Hodnoty koeficientu tření  $k$  byly určovány pro případ důkladného mazání všech částí zavaděče fyziologickým roztokem, což odpovídá podmínkám při zákroku, a pro případ suchého tření, pro zjištění maximálních možných hodnot tření. Pro následné modelování byly použity jen dvě z naměřených hodnot, hodnota nejvyšší:  $k = 0,07$  a nejnižší:  $k = 0,02$ .

Pro porovnání hodnot sil získaných z numerického výpočtu, byl proveden experiment, kde se tažná síla zjišťovala na silikonovém modelu. Zde došlo k několika zjednodušením, která výrazně ovlivnila výsledky měření.

- (a) Poddajnost silikonového modelu neodpovídá poddajnosti skutečného uložení tepny v těle. Při zasunutí zavaděče při zákroku má tepna tendenci se narovnávat. Toto silikonový model v takové míře neumožňuje. To je jeden z důvodů, proč naměřené hodnoty jsou vyšší, než skutečně se vyskytující síly při zákroku.
- (b) Z důvodu vysokých hodnot tření mezi pouzdrem a silikonovým modelem, které nebylo možno odstranit, bylo přistoupeno k vytažení pusheru namísto stažení pouzdra. Třecí síla, která působí proti vysunutí, je v obou případech stejná. Ale odpor tažené části proti deformaci je výrazně odlišný. Tento problém byl řešen v příloze 1, kde bylo zjištěno, že tahová síla pro vytažení pusheru je téměř dvojnásobná oproti síle potřebné ke stažení pouzdra.

Naměřené hodnoty sil byly pro případ použití fyziologického roztoku 70 [N], bez použití roztoku 104 [N]. Pokud použijeme poznatek z přílohy 1 a hodnoty zjištěné experimentem podělíme dvěma, získáme pro případ s použitím fyziologického roztoku hodnotu cca. 35 [N], což už je reálné.

Experiment na lidském kadeveru v anatomické pitevně lékařské fakulty v Hradci Králové se bohužel nezdařil a hodnota 21 [N] naměřená na pitevně v Besanconu se z důvodu neznámé geometrie dá s ostatními naměřenými hodnotami jen těžko porovnat.

Síly získané z numerických výpočtů se pohybovaly v rozmezí 14,5 – 27 [N]. V simulaci jsou uvažovány jen dva faktory ovlivňující velikost potřebné síly: tření mezi vnitřní a vnější částí zavaděče a odpor proti deformaci taženého členu. Zbývající tři faktory: sevření zavaděče tepnou, tření mezi pouzdrem a tepnou a interakce pouzdra se SG, uvažovány nejsou.

Hodnoty získané experimentálně a z numerického výpočtu se sice liší, ale při zvážení všech použitých zjednodušení se rozpětí všech získaných hodnot dá považovat za přijatelné. Při zpětném pohledu na odvedenou práci usuzuji, že by nejspíš bylo dosaženo lepších výsledků, kdyby výchozí ohybová deformace pro následné vytažení byla menší.

## Závěr

Cílem práce bylo analyzovat zavaděč od české firmy Ella-CS a pomocí dat z různých měření a experimentů vytvořit konečnoprvkový model v softwaru MSC. Marc. V rámci diplomové práce byl vytvořen model délky 70 [mm], který uvažuje pouze interakci vnitřní části zavaděče s pouzdem.

Následně tento model může být použit pro tvorbu složitějších numerických modelů. Vhodný by byl model o velikosti reálného zavaděče, do kterého by bylo postupně možno přidávat další faktory ovlivňující odpor proti vytažení. Taková úloha je však velice náročná jak na zkušenosti výpočtáře, tak na softwarové a hardwarové vybavení.

Hlavním získaným poznatkem je důležitá role ocelové trubičky při vyztužení zavaděče. Průběh ohybu s použitím trubičky je plynulejší, tudíž je i síla potřebná pro stažení pouzdra nižší než u zavaděče bez vyztužení.

Pro optimalizaci zavaděče dále doporučuji provést analýzu balónkového katétru jako zavaděcího úseku, jelikož jsem názoru, že by bylo možno navrhnout zavaděcí úsek, který by kladl menší odpor při zavádění a přitom byl tvarově vhodnější.

Dále by stálo za zvážení eventuálního použití převodového mechanismu pro stažení pouzdra. Jeho absence má výrazně negativní vliv na komfort operátora a možnost přesného umístění stentgraftu.

## Literatura

- [1] HÁJEK, Petr, konzultace, e-mailová korespondence.
- [2] KÖCHER, Martin, et al. Endovaskulární léčby aneuryzmat abdominální aorty. *Postgraduální medicína* [online]. 2008 [cit. 2010-05-08]. Dostupný z WWW: <<http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/endovaskularni-lecby-aneuryzmat-abdominalni-aorty-344643>>.
- [3] *Arkema* [online]. 2008 [cit. 2010-05-23]. Orgalloy Polyamide Alloys. Dostupné z WWW: <[http://www.arkema.com/sites/group/en/products/product\\_viewer.page?p\\_filepath=/templatedata/Content/Product\\_Datasheet/data/en/technical\\_polymers/060331\\_orgalloy\\_polyamide\\_alloys.xml](http://www.arkema.com/sites/group/en/products/product_viewer.page?p_filepath=/templatedata/Content/Product_Datasheet/data/en/technical_polymers/060331_orgalloy_polyamide_alloys.xml)>.
- [4] *ATeam* [online]. 2010 [cit. 2010-05-08]. Tribologické vlastnosti. Dostupné z WWW: <<http://www.ateam.zcu.cz/tribologie.html>>.
- [5] *Clivir Classrooms* [online]. 2010 [cit. 2010-05-08]. Management of Atherosclerosis Symptoms and Treatment. Dostupné z WWW: <<http://www.clivir.com/lessons/show/management-of-atherosclerosis-symptoms-and-treatment.html>>.
- [6] *Cook Medical* [online]. 2009 [cit. 2010-05-10]. Zenith Flex AAA Endovascular Graft. Dostupné z WWW: <<http://www.cookmedical.com/ai/educationMedia.do?mediaId=1582>>.
- [7] *K-mac-plastics* [online]. 2005 [cit. 2010-05-08]. HDPE (High Density Polyethylene) Typical Properties. Dostupné z WWW: <<http://www.k-mac-plastics.net/data%20sheets/hdpe.htm>>.

- 
- [8] *MetaCentrum* [online]. 2008 [cit. 2010-05-11]. MSC.Marc. Dostupné z WWW: <<http://meta.cesnet.cz/cs/docs/aplikace/software/mscmarc.html>>.
- [9] *Nemocnice Na Homolce* [online]. 2004 [cit. 2010-05-08]. Endovaskulární léčba výdutě břišní aorty (AAA). Dostupné z WWW: <[http://www.homolka.cz/cz/radiodiagnosticke\\_oddeleni\\_%28RDG%29/?p=2072](http://www.homolka.cz/cz/radiodiagnosticke_oddeleni_%28RDG%29/?p=2072)>.
- [10] *Plasty Morava* [online]. 2005 [cit. 2010-05-08]. Flexon - teflon / PTFE. Dostupné z WWW: <[http://www.plastymorava.estranky.cz/stranka/flexon---teflon-\\_ptfe](http://www.plastymorava.estranky.cz/stranka/flexon---teflon-_ptfe)>.
- [11] *The Internet Encyclopedia of Science* [online]. 2008 [cit. 2010-05-08]. Aneurysm. Dostupné z WWW: <<http://www.daviddarling.info/encyclopedia/A/aneurysm.html>>.
- [12] *University of Virginia, School of Medicine* [online]. 2006 [cit. 2010-05-10]. HISTOLOGY of BLOOD and BLOOD VESSELS. Dostupné z WWW: <[http://www.med-ed.virginia.edu/public/CourseSitesDocs/CellandTissueStructure/handouts/unrestricted/original/MMHndt\\_Blood.html](http://www.med-ed.virginia.edu/public/CourseSitesDocs/CellandTissueStructure/handouts/unrestricted/original/MMHndt_Blood.html)>.
- [13] *VascularWeb* [online]. 2010 [cit. 2010-05-08]. What Is Vascular Disease? . Dostupné z WWW: <[http://www.vascularweb.org/Media/What\\_Is\\_Vascular\\_Disease.html](http://www.vascularweb.org/Media/What_Is_Vascular_Disease.html)>.
- [14] Manuál, *MSC. Software*, Marc® 2007 r1, Volume A, B, C, D, E.

## Příloha 1

### Zjištění rozdílu naměřených sil na silikonovém modelu vůči skutečným silám

Úloha je řešena pouze pro případ zavaděče vyztuženého ocelovou trubičkou s použitím materiálu HDPE pro vnitřní část zavaděče a zadaného koeficientu tření  $k = 0,07$  mezi vnitřní a vnější částí zavaděče. V této úloze je použito materiálové a geometrické zadání z úlohy z kapitoly 3.2.5.

Tahová síla pro vytažení pusheru za zafixovaného pouzdra byla opět určena jako reakční síla v uzlech se zadaným posuvem 5 [mm]. Výsledky simulace byly zaneseny do následující tabulky.

- Zadání    **A**   - stahování pouzdra ze zafixovaného pusheru  
               **B**   - vytahování pusheru za zafixovaného pouzdra

Zadání	Reakční síly v uzlech [N]	Síla u modelu délky 70 mm [N]	Síla u skutečného zavaděče délky 500 mm [N]
A	2,228	3,565	24,955
	1,337		
B	4,4	7,04	49,28
	2,64		

Z výsledků je zřejmé, že rozdíl naměřených sil na silikonovém modelu vůči skutečným silám je 89,5 %. To je dáno výrazně vyšším odporem proti deformaci pusheru, než pouzdra.

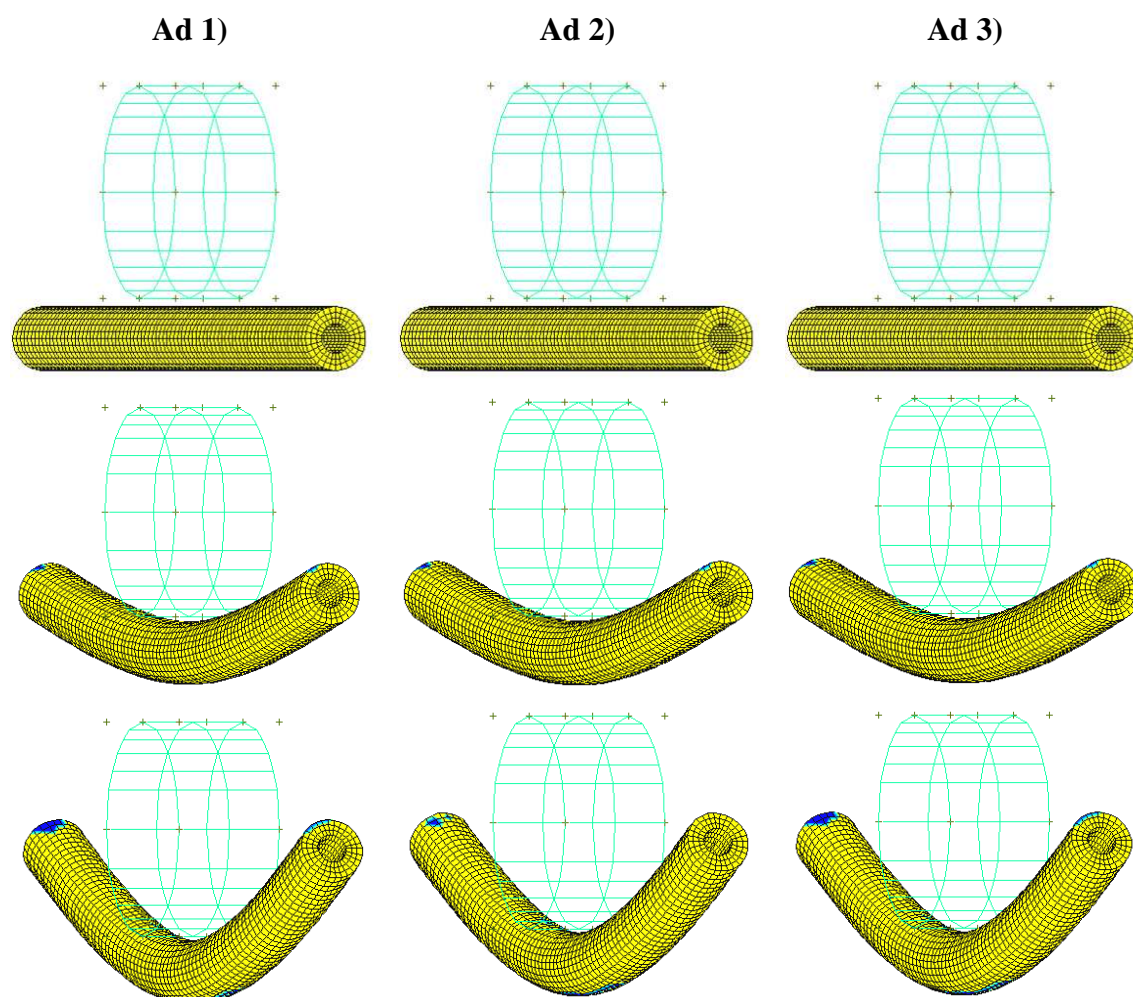


## Příloha 2

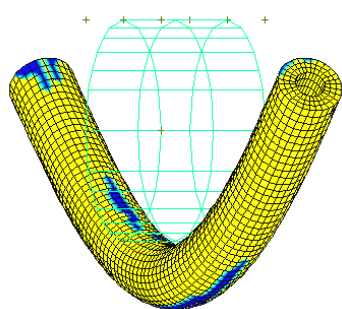
### Průběh kontaktních ploch při ohybu zavaděče

- 1) použití materiálu HDPE na pusher
- 2) použití materiálu Orgalloy na pusher
- 3) použití materiálu HDPE na pusher, ale bez výztuže ocelovou trubičkou.

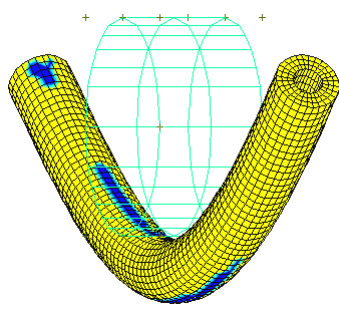
Zobrazeny jsou kroky: 0, 2, 4, 6, 8, 9, 10. přičemž 0 je počáteční stav, 10 konečný a nárůst zadaného posunutí probíhá lineárně.



**Ad 1)**



**Ad 2)**



**Ad 3)**

